Aus der Abteilung für Sportmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. D. Jeschke
der Medizinischen Klinik der Universität Tübingen

# Kraft und Elektromyogramm bei statischer Muskelarbeit

INAUGURAL—DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
LUDWIG BAHLE
aus Geislingen/Steige

1985

GEOL. LIBRARY

Aus der Abteilung für Sportmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. D. Jeschke
der Medizinischen Klinik der Universität Tübingen

# Kraft und Elektromyogramm bei statischer Muskelarbeit

INAUGURAL—DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
LUDWIG BAHLE
aus Geislingen/Steige

1985

| | |
|---|---|
| Dekan: | Professor Dr. H. D. Waller |
| 1. Berichterstatter: | Professor Dr. D. Jeschke |
| 2. Berichterstatter: | Privatdozent Dr. U. Buettner |

---

*Druck H.- J. Köhler · Reprografischer Betrieb · Tübingen*

In Dankbarkeit meinen Eltern gewidmet.

INHALTSVERZEICHNIS


| | | Seite |
|---|---|---|
| 1. | EINLEITUNG | 1 |
| 2. | PROBANDENGUT, METHODE | 3 |
| 2.1 | Probandengut | 3 |
| 2.2 | Meßmethode | 3 |
| 2.2.1 | Kraftmessung | 3 |
| 2.2.2 | EMG-Messung | 5 |
| | 1. Festlegung der Elektrodenableitpunkte | |
| | 2. Meßtechnik | 8 |
| 2.3 | Versuchsdurchführung | 10 |
| 2.4 | Auswertung | 11 |
| 2.4.1 | iEMG bei steigender Kraft | |
| 2.4.2 | iEMG beim Halten einer submaximalen Kraft ( 294,3 N ) über 90 Sekunden | 12 |
| 2.4.3 | iEMG bei maximalen Kraftanspannungen in ausgeruhtem und in ermüdetem Zustand | 12 |
| 2.5 | Statistische Auswertung | 12 |
| 3. | ERGEBNISSE | 13 |
| 3.1 | iEMG bei steigender Kraft | 13 |
| 3.2 | iEMG beim Halten einer konstanten Kraft ( 294,3 N ) über 90 Sekunden | 17 |
| 3.3. | iEMG bei maximalen Kraftanspannungen | 19 |
| 3.3.1 | iEMG von einer Versuchsperson bei maximalen Kraftanspannungen in ausgeruhtem Zustand | 19 |
| 3.3.2 | iEMG bei maximalen Kraftanspannungen in ausgeruhtem Zustand des Gesamtkollektivs | 21 |
| 3.3.3 | iEMG bei maximalen Kraftanspannungen in ermüdetem Zustand | 26 |

| | | Seite |
|---|---|---|
| 4. | DISKUSSION | 30 |
| 4.1 | Methode | 30 |
| 4.2 | Diskussion der Ergebnisse für die Beziehung zwischen iEMG und der Kraft für den M.rectus femoris und den M. vastus medialis | 32 |
| 4.3 | iEMG beim Halten einer submaximalen Kraft: Diskussion der Untersuchungsergebnisse | 36 |
| 4.4 | Diskussion der Ergebnisse bei maximalen Kraftanspannungen | 38 |
| 5. | ZUSAMMENFASSUNG | 42 |
| 6. | TABELLENANHANG | 44 |
| 7. | LITERATURVERZEICHNIS | 56 |

DANKSAGUNG

LEBENSLAUF

# 1. EINLEITUNG

Methoden zur objektiveren Beurteilung der Muskelkraft sind besonders im Leistungssport und in der Therapie von Verletzungen sowie chronischen Erkrankungen am aktiven Stütz- und Bewegungsapparat von großem Interesse. In der Vergangenheit wurden überwiegend Kraftmessungen in vivo mit Dynamometern durchgeführt ( 12 ). Wie HOLLMANN, HETTINGER und Mitarbeiter ( 15,43,50 ) nachweisen konnten, werden die Ergebnisse stark von motivationalen Faktoren beeinflußt. Mehrfach wurde der Versuch unternommen, objektivere Methoden zur statischen Kraftmessung beim Menschen zu entwickeln, wobei das Elektromyogramm (EMG) seit den Untersuchungen von LIPPOLD ( 32 ) besondere Aufmerksamkeit fand.

LIPPOLD ( 32 ) setzte Kraft und Elektromyogramm in Beziehung, wobei er die elektrische Aktivität bei isometrischen Muskelkontraktionen von der Gastrocnemius-Soleus-Muskelgruppe mit Oberflächenelektroden ableitete. Eine Verbesserung dieser Methode erreichte FEUER ( 5 ). Er integrierte das EMG (iEMG) und erhielt anstelle der Spannungsveränderungen positive, gleichgerichtete Potentiale.

Mit Hilfe des EMG's besteht die Möglichkeit, die Motivation, die nach HETTINGER, ROECKER und STOBOY ( 15,43 ) bei maximalen Kraftanspannungen eine entscheidende Rolle spielt, als neuromuskuläre Aktivierung zu objektivieren. Aufgrund der Untersuchungen von KRAMER ( 27 ) und HUENERBERG ( 16 )ist aber bekannt, daß keine Korrelation zwischen EMG und Kraft bei maximaler, willkürlicher Muskelkontraktion besteht. Eine objektivere Beurteilung der im Sport interessierenden Maximalkraft ist auf diese Weise offenbar nicht möglich.

Wir stellten uns deshalb die Frage, ob aus Korrelationen zwischen physikalisch gemessener Kraft und EMG bei definierter submaximaler Kraftentwicklung auf die physische Maximalkraft geschlossen werden kann.

Im Einzelnen versuchten wir folgende Fragen zu beantworten:

1. Welche Beziehung besteht zwischen EMG-Aktivität und ansteigenden, in Intensität und Dauer definierten Kraftanspannungen ?

2. Weisen Muskeln, die in ihrer Faserzusammensetzung verschieden sind, unterschiedliche Charakteristika in ihrer Beziehung zwischen Kraft und EMG auf ?

3. Wie verhält sich das EMG bei submaximalen Kraftanspannungen über lange Dauer ?

4. Finden sich Unterschiede zwischen der ausgeruhten und ermüdeten Muskulatur im Hinblick auf EMG und physikalisch gemessener Kraft bei maximaler Kraftbeanspruchung ?

Da sowohl im sportlichen wie im rehabilitativen Bereich der Beinmuskulatur eine dominierende Bedeutung zukommt, wählten wir die Quadricepsmuskulatur als Untersuchungsobjekt.

## 2. PROBANDENGUT, METHODE

### 2.1. Probandengut

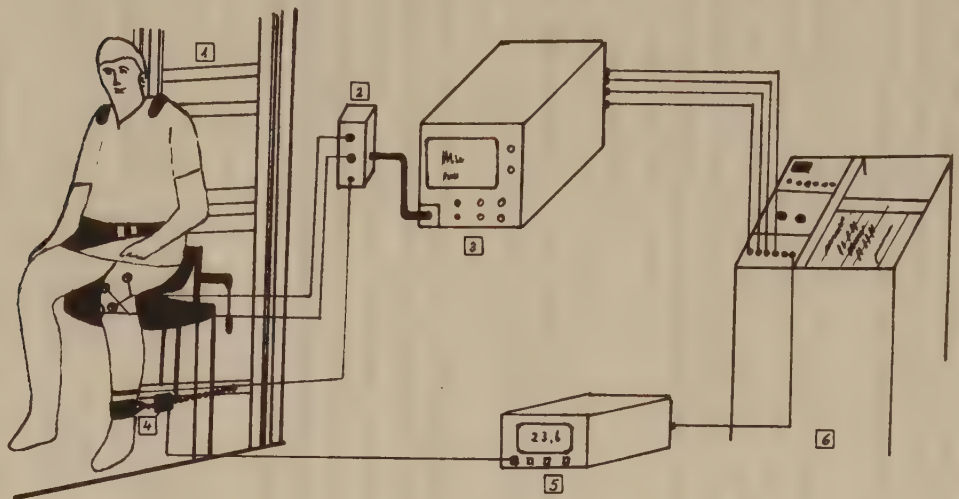
Bei 15 freiwilligen, männlichen Studenten wurden Kraft- und EMG-Messungen durchgeführt. Aus der Anamnese ergab sich ein Durchschnittsalter von 23,7 Jahren bei einer Streuung von 21 - 29 Jahren des Kollektivs. Die Körpergröße der Sportler betrug 1,79 m ± 3,2 cm, das Körpergewicht 76,2 kg ± 4,6 kg.

Das Probandengut setzte sich aus nicht speziell krafttrainierten Sportlern zusammen. Die Trainingsanamnese ergab eine durchschnittliche, wöchentliche Trainingszeit von 4,06 Stunden, wobei die Probanden zwischen 2 Std. und 8 Std. wöchentlich trainierten. In Tabelle 1 ( Anhang ) sind die erhobenen Sportarten und die Trainingsstundenzahl zusammengestellt.

### 2.2 Meßmethode

#### 2.2.1 Kraftmessung

Für die Kraftmessungen wurde der Kraftmeßstuhl, das ELAG-Isometer MV II der Firma EMBRICH MED. ELEKTRONIC, verwendet, der für statische Kraftmessungen die Vorbedingungen einer definierten Gelenkstellung schafft. Wie von HETTINGER vorgeschlagen, wurden die Sportler im Kraftmeßstuhl fixiert ( 12 ) :
Die Versuchsperson saß in der etwas nach hinten geneigten Sitzwanne, deren Abstand vom Boden so eingestellt war, daß die Füße den Boden eben berührten. Das Becken wurde durch einen an der Wanne angebrachten Beckengurt fixiert. In der weiteren Folge wurden bei aufrechtem Sitz die Schultern durch Anpassung der beiden Schulterstützen fixiert und der Rücken durch die Rückenplatte abgestützt ( Abb. 1 ).




1 Kraftmeßstuhl
2 EMG-Vorverstärker
3 Oszillograph
4 Kraftmeßfühler
5 dig. Kraftanzeigegerät
6 Schreiber

Abb.1: Versuchsaufbau zu Kraft-und EMG-Messungen des M.quadriceps femoris.

Die Winkelstellung von Oberschenkel zu Unterschenkel sollte bei der Messung der Unterschenkelstreckung genau 90° betragen ( 12 ). Zur Messung der Unterschenkelstreckung wurde eine Schlaufe um den Unterschenkel in einer Höhe, bei welcher der untere Schlaufenrand mit dem oberen Knöchelrand abschloß, gelegt. An der Schlaufe wurde der Kraftmeßfühler der Firma INTERFACE mit einem maximalen Meßbereich bis 4905 N eingespannt und eine Kette an dem entsprechenden, in seiner Höhe variierbaren Haken des gegenüberliegenden U-Rahmens befestigt. Kette und Meßelement mußten eine Horizontale bilden. Vor der Muskelanspannung wurde der Wägeindikator UMC 2000 der Firma ZIEGLER von Brutto- auf Netto-Operation umgeschaltet, um Verfälschungen durch die Kettenvorspannung und das Kettengewicht auszugleichen. Vor Beginn der Messung wurde das digitale Kraftmeßgerät, der Wägeindikator UMC 2000 der Firma ZIEGLER, mit Hilfe eines 98,1 N schweren Gewichtes geeicht.
Die Registrierung der physikalischen Kraft erfolgte kontinuierlich mit dem Schreiber Cardirex 6 T der Firma SIEMENS-ELEMA-SCHOENANDER. Ein Schreiberausschlag von 4 mm entsprach einem Kraftanstieg von 98,1 N.

### 2.2.2 EMG-Messung

#### 1. Festlegung der Elektrodenableitpunkte

Bevor wir die Probanden im Kraftmeßstuhl fixierten, wurden die Ableitpunkte der differenten Elektroden festgelegt. Da die höchsten EMG-Potentiale für die Quadricepsmuskulatur an den distalen, patellanahen Muskelbäuchen gemessen wurden ( 1 ), wählten wir entsprechende Ableitpunkte.

Um die individuell unterschiedliche Länge der Extremitäten der Versuchspersonen zu berücksichtigen, wurde bei gestrecktem Bein der Abstand " Spina iliaca anterior - proximaler Rand der Patella " gemessen. Dieser Wert wurde durch drei dividiert und vom Patellaoberrand nach proximal abgemessen. Die Oberschenkelbreite wurde halbiert. Auf diese Weise erhielt man den Ableitpunkt für die differente Elektrode auf dem distalen Muskelbauch des M. rectus femoris (Abb. 2).

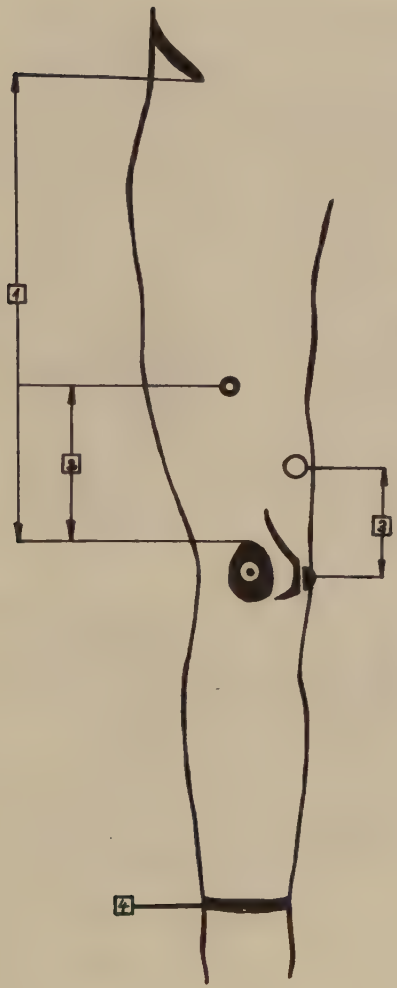
Der Ableitpunkt für die differente Elektrode des M. vastus medialis wurde 10 cm proximal des Epicondylus femoris medialis festgelegt.

Die indifferente Elektrode für die Ableitung der EMG-Aktivität für den M. rectus femoris wurde über der Patella, die indifferente Elektrode des M. vastus medialis wurde auf den Epicondylus femoris medialis fixiert.

Die Elektrode wurde proximal der Schlaufe für die Kraftmessungen am Unterschenkel fixiert (Abb. 2).

Die Probanden wurden an den markierten Ableitpunkten rasiert und die Haut anschließend mit Äther gereinigt und entfettet. Die mit Elektrodencreme ( Firma HELLIGE ) versehenen Elektroden wurden mit Kleberingen fixiert.

Zur Ableitung benutzten wir Kinder-EKG-Elektroden, da diese besser fixiert werden konnten. Der korrekte Sitz, bei nur geringer Bewegungseinschränkung der Probanden, schaffte gute Ableitbedingungen.




1) Abstand Spina iliaca anterior - Patella-oberrand.

2) 1/3 des Abstandes von der Spina iliaca anterior - Patella-oberrand.

3) Abstand 10 cm.

4) Position der Erd-elektrode.

Position der differenten Elektrode auf dem M.rectus femoris.

Position der indifferenten Elektrode auf der Patella für den M.rectus femoris.

Position der differenten Elektrode auf dem M.vastus medialis.

Position der indifferenten Elektrode auf dem Epicondylus femoris medialis für den M.vastus medialis.

Abb.2: Position der Elektroden zur EMG-Ableitung des M.rectus femoris und des M.vastus medialis.

## 2. Meßtechnik

Die elektrischen Spannungsänderungen zwischen indirekter und direkter Oberflächenelektrode bei den Willkür-Kontraktionen wurde mit dem Zweikanal-EMG der Firma TOENNIES bei einer Vorverstärkung von 200 µV/Einheit, einer Zweitkonstanten von 0,01 sec. und einem Filter von 10 KHz registriert ( 34 ). Um die planimetrische Auswertung der Aktionspotentiale zu umgehen, verwendeten wir zusätzlich den Integrator der Firma TOENNIES ( 47 ). Im Integrator wurden die Aktionspotentiale gleichgerichtet und standen als positive, gerichtete Spannungen zur Verfügung. Diese integrierten EMG-Werte ( iEMG ) berechneten wir durch die Multiplikation der ausgemessenen Reset/s ( Einheiten/s ) mit der Vorverstärkereinheit 200 µV/Reset. Als Resultat erhielt man das iEMG in mV/s.

Das EMG und iEMG und die simultane Kraftkurve wurde bei den Muskelkontraktionen auf dem Schreiber Cardirex 6 T der Firma SIEMENS-ELEMA-SCHOENANDER bei einer Schreibgeschwindigkeit von 50 mm/s aufgezeichnet (Abb. 3).

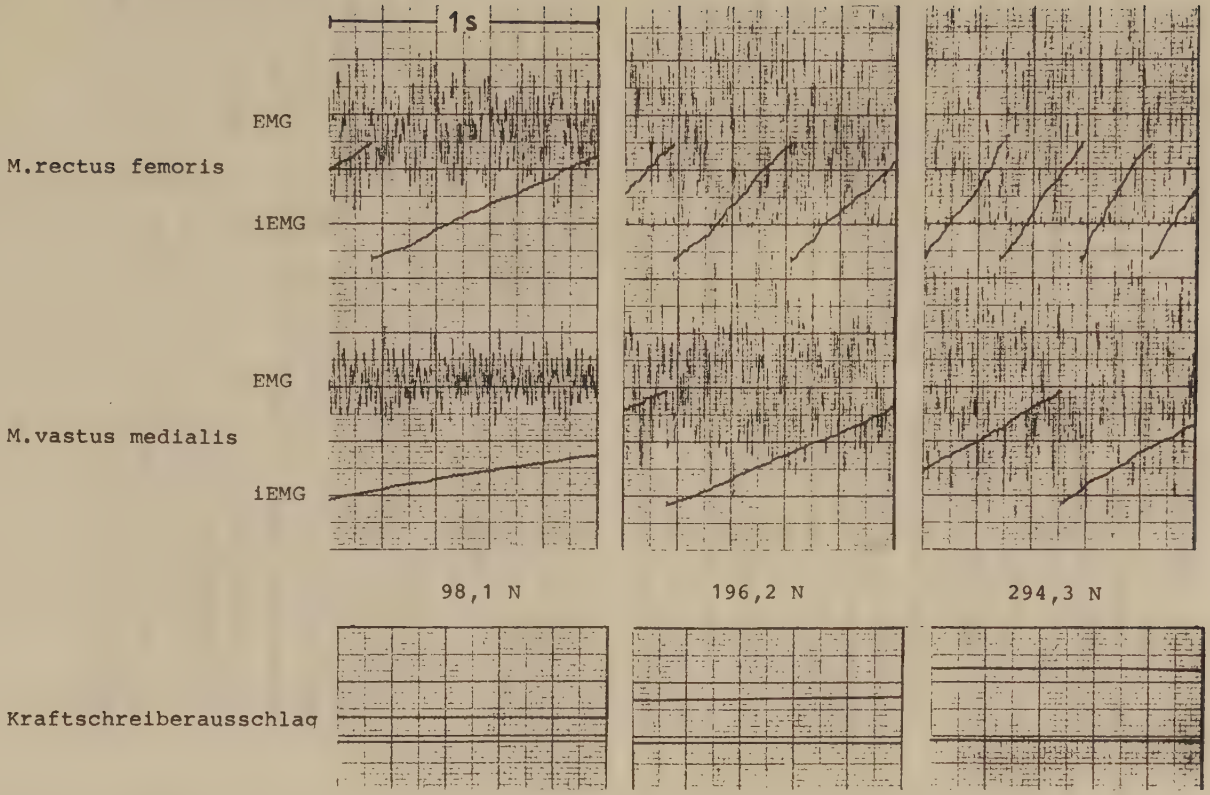



Abb.3: Beispiel einer Registrierung von EMG,iEMG und Kraft bei Kraftanspannungen über 98,1 N,196,2 N und 294,3 N

## 2.3. Versuchsdurchführung

Die Untersuchungen wurden an 2 verschiedenen Tagen, jeweils zwischen 12 und 14 Uhr, im Abstand von 3 - 4 Tagen durchgeführt. Nach KOMI ( 23 ), der die Reliabilität über Tage bei Messungen mit Oberflächenelektroden untersuchte, sind die Ergebnisse innerhalb dieses Zeitraums reproduzierbar.

Vor Beginn der Messungen hatten die Probanden jeweils 10 Kniebeugen zum Aufwärmen der Muskulatur durchzuführen. Die Raumtemperatur wurde gemessen und wenn nötig auf 22°C erhöht.

Bei den Messungen wurde das digitale Kraftanzeigegerät so postiert, daß sich die Versuchspersonen selbst kontrollieren konnten. Zur emotionalen Unterstützung wurde die EMG-Aktivität akustisch rückgekoppelt.

Streng zufällig, d.h. durch Losentscheid, wurde an den Meßtagen zuerst das eine und anschließend das andere Bein gemessen. Dadurch sollten Einflüsse durch Mitinnervation auf beide Beine verteilt werden ( 44 ) .

Die Messungen wurden nach einem Versuchsplan ( Seite 11 ) durchgeführt. Am 1. Meßtag sollten die Probanden submaximale Kräfte für eine bestimmte Zeit halten. Weiterhin hatten sie die Aufgabe, in dem wahrscheinlich ermüdeten Zustand eine maximale Kraft für 20 Sekunden zu entwickeln. Die Kraftanspannungen sollten zügig, nicht jedoch ruckartig durchgeführt werden.

Am 2. Meßtag erfolgte lediglich eine maximale Kraftanspannung.

Versuchsplan

| 1. Meßtag | |
|---|---|
| Aufgaben | Ruhepausen |
| 1. 98,1 N über 5 sec. halten | - 3 min. Pause |
| 2. 196,2 N über 5 sec. halten | - 3 min. Pause |
| 3. 294,3 N über 90 sec. halten | - 5 min. Pause |
| 4. max.Kraft über 20 sec. halten | |
| 3 - 4 Tage Pause | |
| 2. Meßtag<br>max.Kraft über 20 sec. halten | |

## 2.4. Auswertung

### 2.4.1 iEMG bei steigender Kraft

Bei zunehmender Kraftbeanspruchung von 98,1 N, 196,2 N, 294,3 N und der Maximalkraft wurden die zeitlich entsprechenden iEMG-Werte für den M. rectus femoris und den M. vastus medialis getrennt für beide Beine ausgemessen. Die ersten 2 Sekunden der Kraftanspannungen wurden nicht berücksichtigt, da häufig zu Beginn der Messungen deutliche Kraftschwankungen auftraten. Von Beginn der 3. Sekunde bis zum Ende der 5. Sekunde der Haltezeit wurde die vorgegebene Kraft von den Probanden weitgehend konstant gehalten.

Um die große Streuung der erbrachten Maximalkräfte zu relativieren wurde die iEMG-Aktivität auf die Kraft bezogen und als Quotient iEMG/Kraft ( in $\mu V/s \cdot N$ ) angegeben. Dieser Quotient wurde auch für die submaximalen Kräfte berechnet.

### 2.4.2 iEMG beim Halten einer submaximalen Kraft (294,3 N) über 90 Sekunden

Die elektrische Aktivität während des Haltens einer submaximalen Kraft über 90 Sekunden wurde in 5 Sekundenabschnitten berechnet und als Mittelwert von jeweils 5 Sekunden angegeben. Um Ungenauigkeiten aus Kraftschwankungen während des Haltens zu berücksichtigen, wurde ein Quotient iEMG/Kraft gebildet.

### 2.4.3 iEMG bei maximalen Kraftanspannungen in ausgeruhtem Zustand und in ermüdetem Zustand

Bei maximalen Kraftanspannungen wurden die Kraft- und iEMG-Werte in jeder Sekunde ausgewertet, wobei die Zeitintervalle 0,5 sec. vor - 0,5 sec. nach jeder Sekunde berücksichtigt wurden.
Um die individuell unterschiedliche körperliche Konstitution zu relativieren, wurde der Quotient Kraft/Körpergewicht ( in N/kg ) berechnet.

## 2.5. Statistische Auswertung

Es wurden für die einzelnen Parameter Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet. Bei der Vergleichsanalyse zwischen stärkerem und schwächerem Bein wurde zur Überprüfung der t-Test angewandt (Vorgehensweise nach(9)).
Für die Beziehungen zwischen dem Quotienten Kraft/Körpergewicht und dem Zeitpunkt der höchsten iEMG-Aktivität bei maximalen Kräften wurden Korrelationskoeffizienten und Regressionsgeraden berechnet.

## 3. ERGEBNISSE

### 3.1 iEMG bei steigender Kraft

Ein Beispiel für das Verhalten des iEMG bei ansteigender Kraft zeigt Abbildung 4.Es wurden die Meßergebnisse beider Beine einer Versuchsperson dargestellt (Tab.2).

Bei gleicher Kraftanspannung waren die iEMG-Werte des M.vastus medialis erheblich niedriger als für den M.rectus femoris.Die iEMG-Werte des M.rectus femoris stiegen bei zunehmender Kraft überproportional an.Der Anstieg der iEMG-Werte für den M.vastus medialis wich bei steigender Kraft ebenfalls von einer linearen Kraft-iEMG-Beziehung ab.Die iEMG-Aktivität des M.vastus medialis stieg bei zunehmender Kraft im Vergleich zum M.rectus femoris weniger an.

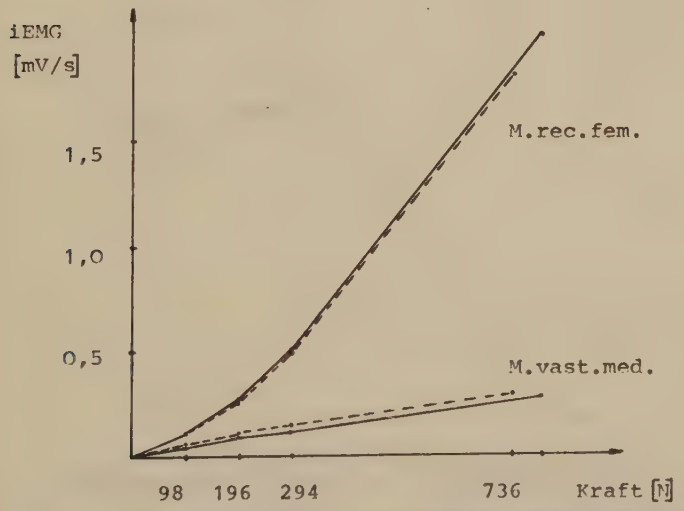



Abb.4: Beziehung zwischen iEMG (Ordinate) und physik. Kraft (Abszisse) des M.rectus femoris (M.rec. fem.) und des M.vastus medialis (M.vast.med.) einer Versuchsperson. (--re. Bein, —li. Bein)

Das kräftigere linke Bein wies bei maximaler Kraft eine höhere iEMG-Aktivität des M.rectus femoris,nicht jedoch des M.vastus medialis,auf.

Da sich aus dem typischen Einzelfall (Abb.4) Unterschiede zwischen stärkerem und schwächerem Bein für den M.rectus femoris ergaben,wurde geprüft,ob diese Ergebnisse für das Gesamtkollektiv bestätigt werden konnten.

Bei einer Differenz der Kraft um durchschnittlich 47,4 N zwischen stärkerem und schwächerem Bein ergab sich auch eine Differenz der iEMG-Werte für den M.rectus femoris.Das stärkere Bein wies eine um durchschnittlich 0,354 mV/s höhere iEMG-Aktivität auf (Abb.5).

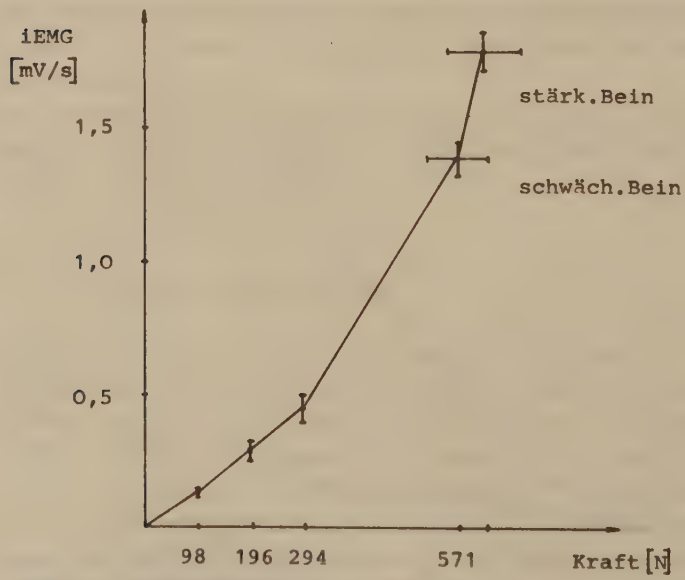



Abb.5: Durchschnittliches iEMG des M.rectus femoris bei steigender Kraft von 15 Versuchspersonen, stärkeres und schwächeres Bein getrennt (Tab.4).

Dieses Ergebnis wurde unter Anwendung des t-Tests mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha \leq 0{,}05$ für den M.rectus femoris bestätigt.

Für den M.vastus medialis und bei submaximalen Kräften ergab sich keine Differenz ($\alpha \leq 0{,}05$) für die iEMG-Aktivität zwischen stärkerem und schwächerem Bein.

Der unterschiedliche Anstieg der iEMG-Aktivität für den M.rectus femoris und den M.vastus medialis konnte für das Gesamtkollektiv bestätigt werden. Die Mittelwerte von 30 Beinen sind in Abbildung 6 und Tabelle 3 dargestellt.

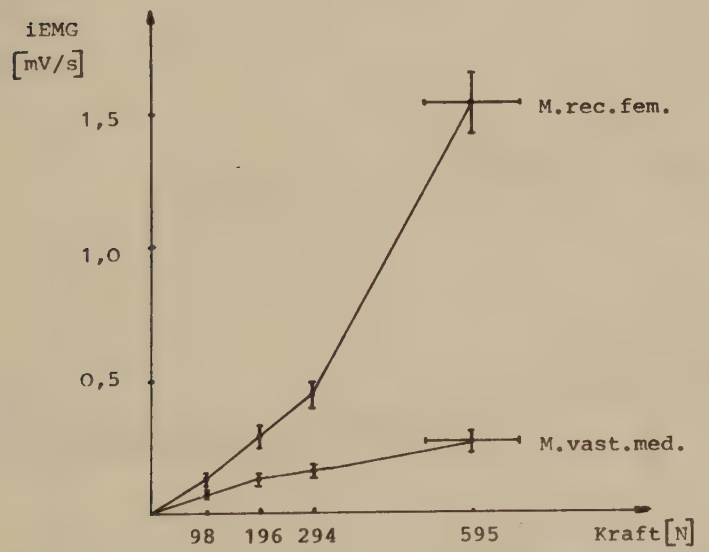



Abb.6: iEMG (Mittelwerte und Standardabweichungen) bei steigender Kraft von 15 VP, das heißt von 30 Beinen, für den M.rectus femoris und den M.vastus medialis.

Aus dem Quotienten iEMG / Kraft wurde das unterschiedliche Verhalten der elektrischen Aktivität bei steigender Kraft für den M.rectus femoris und den M.vastus medialis noch deutlicher ( Abb.7, Tab.3 ). Für den M.rectus femoris ergab sich bei steigender Kraft eine Zunahme des iEMG/s pro Newton Kraft, während für den M.vastus medialis eine Abnahme des iEMG/s pro Newton bei steigender Kraft gefunden wurde.

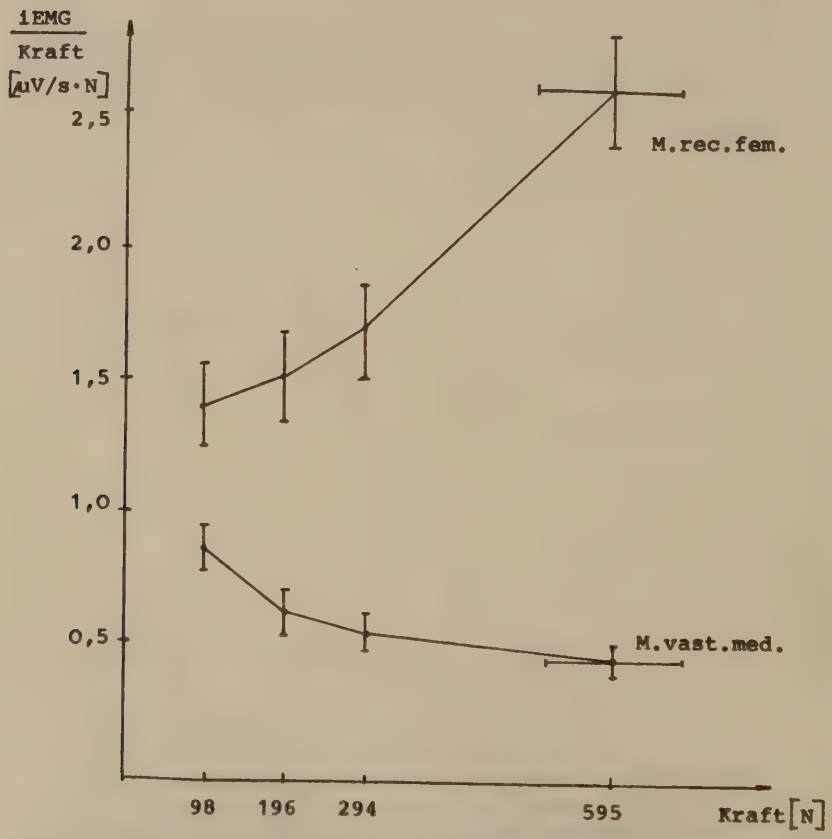



Abb.7: iEMG/Kraft (Mittelwerte und Standardabweichungen) bei steigenden Kraftanspannungen für den M.rectus femoris und den M.vastus medialis von 30 Beinen (15 VP).

## 3.2 iEMG beim Halten einer konstanten Kraft (294,3 N) über 90 Sekunden

Mit zunehmender Haltedauer einer submaximalen Kraft nahm die iEMG-Aktivität für den M.rectus femoris und den M.vastus medialis zu (Tab.5).

Am Quotienten iEMG/Kraft wurde der Anstieg der iEMG-Aktivität für den M.rectus femoris und den M.vastus medialis noch deutlicher (Abb.8,Tab.6).

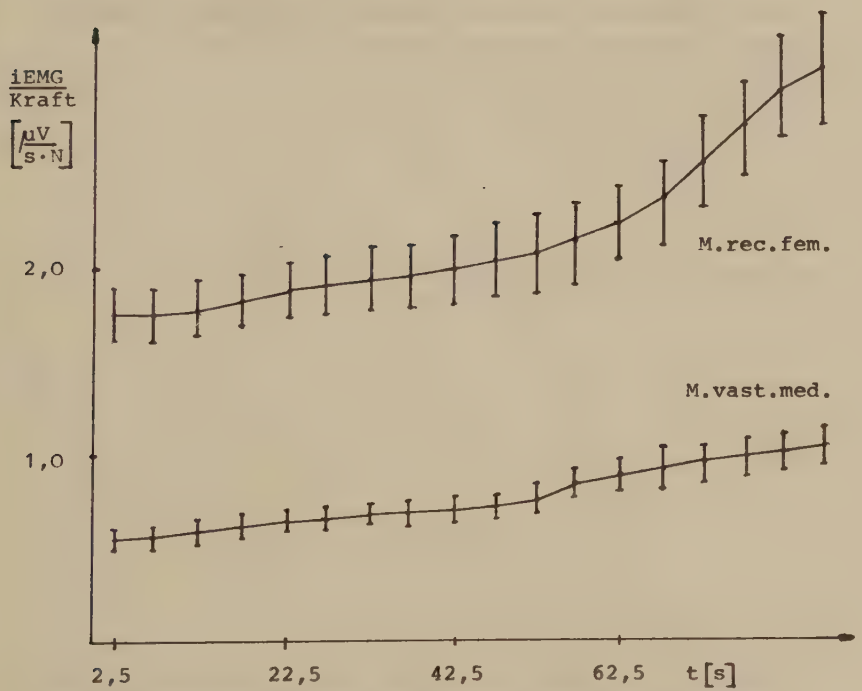



Abb.8: Durchschnittliches relatives iEMG/Kraft für den M.rectus femoris und den M.vastus medialis beim Halten von 294,3 N über 90 sec. von 13 Versuchspersonen.

Beim Betrachten des iEMG-Anstiegs mit zunehmender Haltedauer fiel auf, daß es nach ca. 1 Minute mit Einsetzen der Ermüdung erkenntlich am leichten Abfall der physikalischen Kraftwerte, zu einem höheren iEMG-Anstieg kam.

Für den M.rectus femoris ergab sich ein durchschnittlicher Anstieg des iEMG's innerhalb von 90 Sekunden auf den 1,78-fachen Bezugswert. Diesen berechneten wir aus einem durchschnittlichen Wert nach 2,5 sec. Für den M.vastus medialis erhöhte sich das iEMG auf den 1,77 - fachen Wert. Bemerkenswert war, daß mit zunehmender Ermüdung, sowohl für den M.rectus femoris, als auch für den M.vastus medialis ein relativ gleich hoher Anstieg der elektrischen Aktivität auftrat.

## 3.3 iEMG bei maximalen Kraftanspannungen

### 3.3.1 iEMG von einer Versuchsperson bei maximalen Kraftanspannungen in ausgeruhtem Zustand

Den Verlauf der Kraftkurve und der iEMG-Aktivität bei maximaler Kraftanspannung des M.rectus femoris zeigen Abbildung 9 und Tabelle 7.

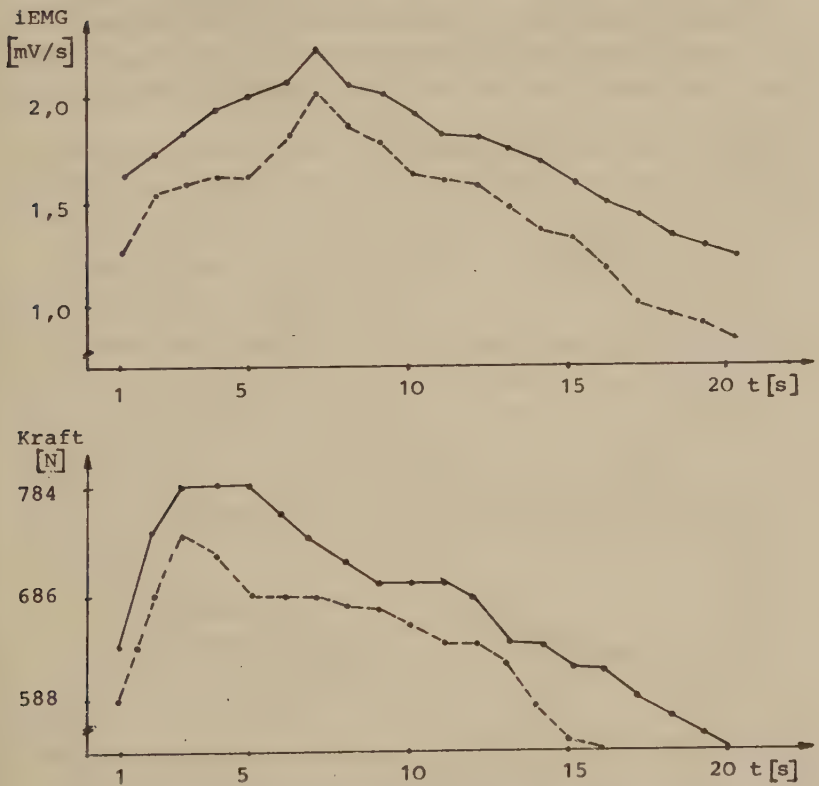



Abb.9: iEMG und simultane Kraftkurve des M.rectus femoris bei maximalen Kraftanspannungen in ausgeruhtem Zustand einer Versuchsperson. ( —— rechtes Bein, --- linkes Bein)

Die iEMG-Werte stiegen mit zunehmender Haltedauer an. Sie erreichten bei beiden Beinen einen Höchstwert nach 7 Sekunden. Danach fielen die iEMG-Werte ab. Die Kraftkurve zeigte bereits nach 3 Sekunden einen Höchstwert, um danach langsam mit zunehmender Haltedauer abzufallen. Der Zeitpunkt der höchsten Kraftwerte fiel demnach nicht mit dem Zeitpunkt der höchsten iEMG-Werte zusammen.

Auch die Darstellung des Quotienten iEMG/Kraft verdeutlichte einen Anstieg des iEMG's bis zu einem Höchstwert mit nachfolgendem Abfall für den M.rectus femoris. Dagegen stiegen die iEMG/Kraft-Werte für den M.vastus medialis geringfügig an und fielen nur wenig ab (Abb.10, Tab.8).

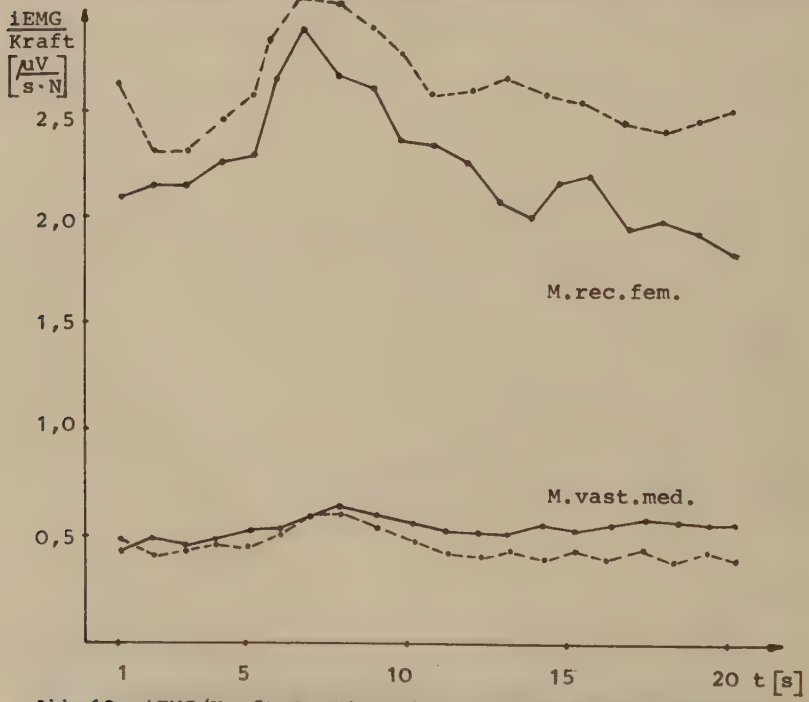



Abb.10: iEMG/Kraft-Quotient bei maximalen Kraftanspannungen des M.rectus femoris und des M.vastus medialis von beiden Beinen einer Versuchsperson. ( —— linkes Bein, --- rechtes Bein)

### 3.3.2 iEMG bei maximalen Kraftanspannungen in ausgeruhtem Zustand des Gesamtkollektivs

Da sich aus dem typischen Einzelbefund eine Differenz zwischen dem Zeitpunkt der höchsten Kraft und dem Zeitpunkt der höchsten iEMG-Aktivität ergab,wurde am Gesamtkollektiv (n=30) die Beziehungen zwischen Kraft und iEMG bei maximalen Kraftanspannungen untersucht.

Die Probanden erreichten nach durchschnittlich 3,3 sec. von Beginn der Kraftanspannungen ihre Maximalkraft,die höchste iEMG-Aktivität wurde jedoch durchschnittlich nach 9,9 sec. gemessen (Tab.9 u. 10).

Anhand von Punktewolken wurden die folgenden Beziehungen zwischen Kraft und iEMG für den M.rectus femoris dargestellt:

1. Maximalkraft und die gleichzeitige iEMG-Aktivität (Abb.11).
2. iEMG/Kraft zum Zeitpunkt der höchsten Kraft (Abb.12).
3. iEMG/Kraft zum Zeitpunkt der höchsten iEMG-Aktivität (Abb.13).
4. iEMG zum Zeitpunkt der höchsten Kraft (Abb.14).
5. Kraft zum Zeitpunkt der höchsten iEMG-Aktivität (Abb.15).

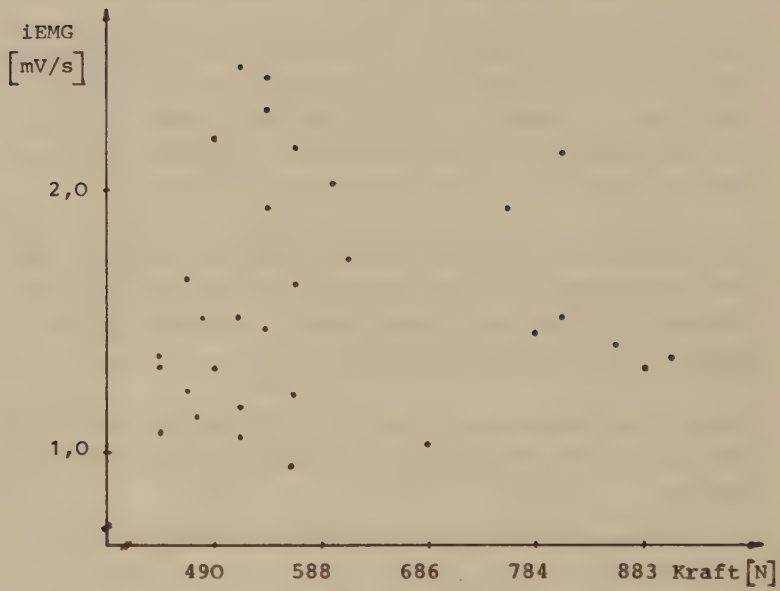



Abb.11: Maximalkraft und die gleichzeitige iEMG-Aktivität.

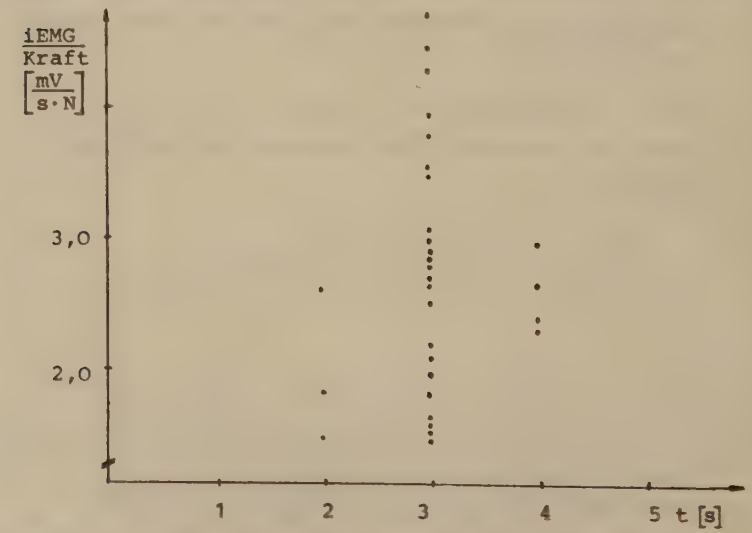



Abb.12: iEMG/Kraft zum Zeitpunkt der höchsten Kraft.

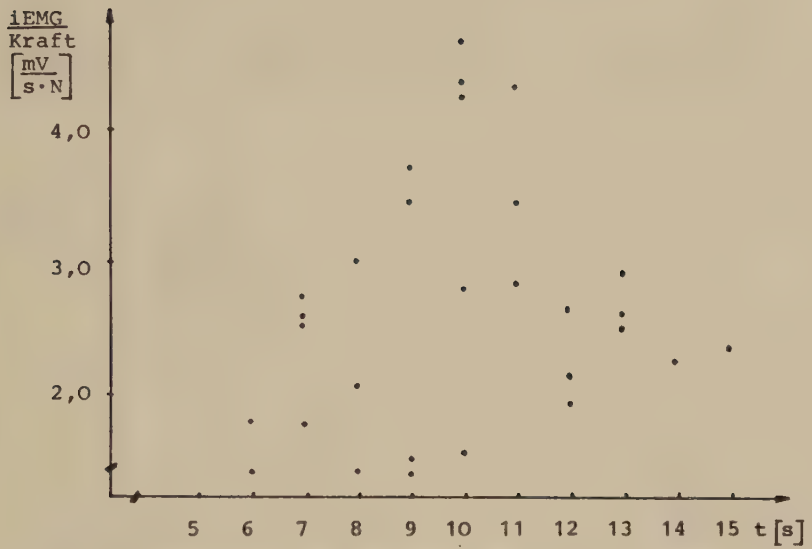



Abb.13: iEMG/Kraft zum Zeitpunkt der höchsten iEMG-Aktivität.

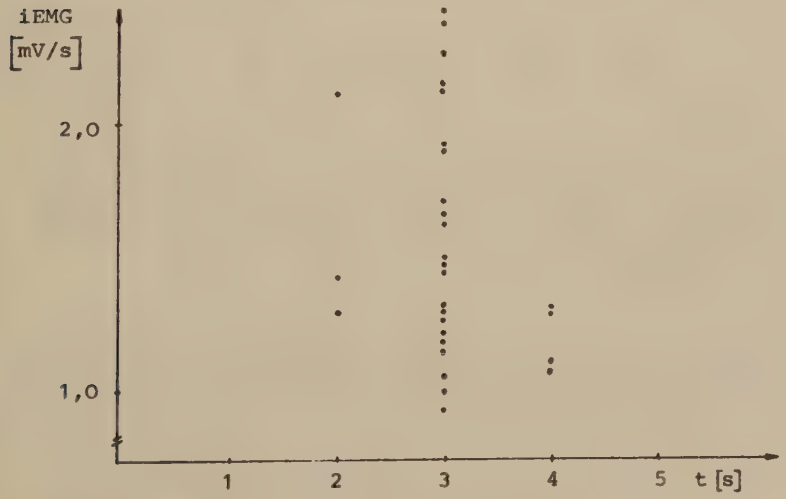



Abb.14: iEMG zum Zeitpunkt der höchsten Kraft.

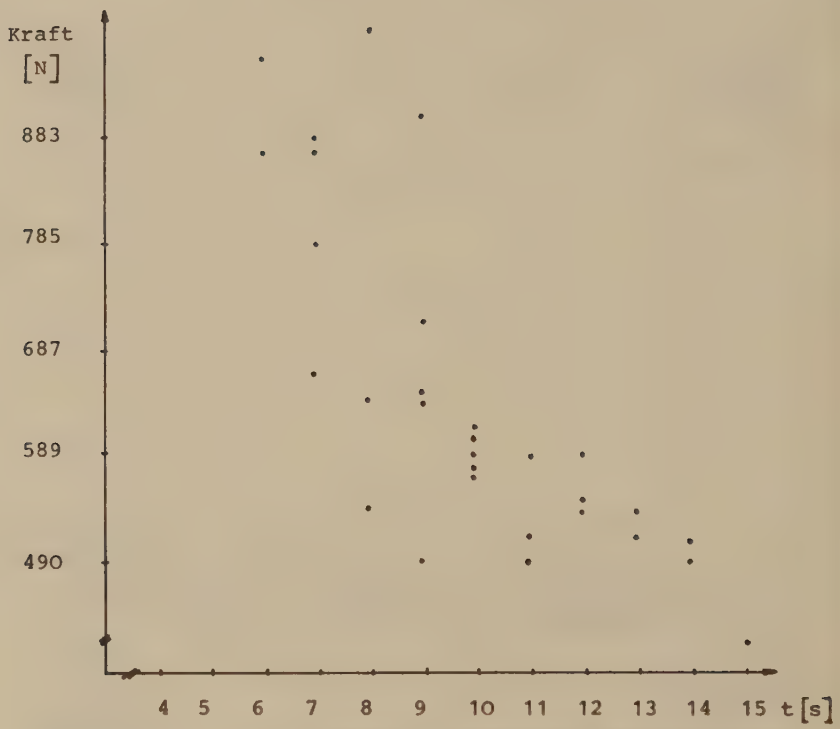



Abb.15: Kraft zum Zeitpunkt der höchsten iEMG-Aktivität.

Aus den obigen Untersuchungen wurde ersichtlich,daß keine engeren Beziehungen zwischen Kraft und iEMG gefunden werden konnten,wenn wir die Höhe der iEMG-Werte berücksichtigten (Abb.11-14).

Die Korrelation des Zeitpunktes der höchsten iEMG-Aktivität mit der Kraft zu diesem Zeitpunkt deutete dagegen auf eine enge Beziehung zwischen diesen Parametern hin (Abb.15).

Um die unterschiedliche Konstitution der Versuchspersonen, die Körpermasse,mit zu berücksichtigen,wurde der Quotient Kraft/Körpergewicht als Parameter eingeführt (Tab.10).So konnte die Streuung für die Beziehung zwischen dem Zeitpunkt der höchsten iEMG-Aktivität und der gleichzeitigen Kraft reduziert werden (Abb.16).

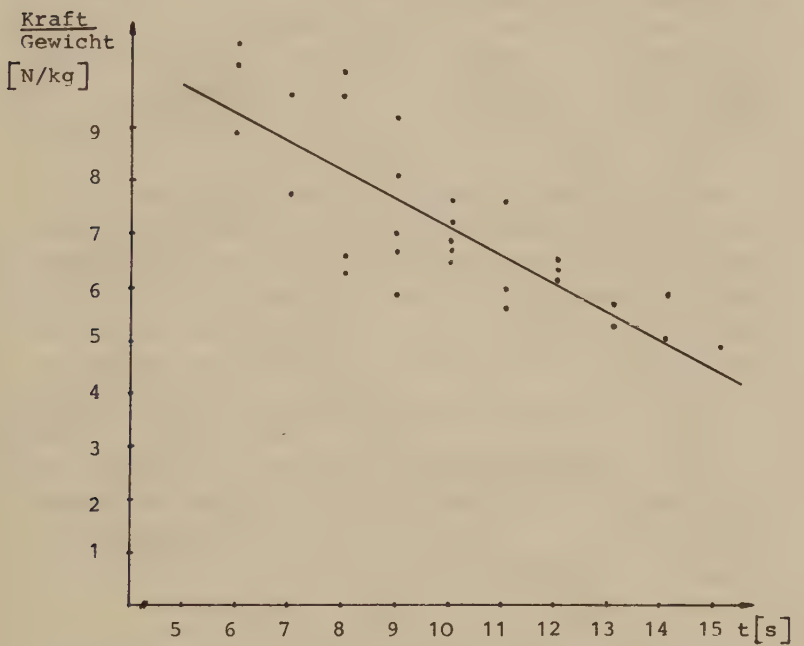



Abb.16: Korrelation zwischen dem Quotienten Kraft/Gewicht und dem Zeitpunkt (t) der höchsten iEMG-Werte von 15 VP (n=30) bei maximalen Kraftanspannungen in ausgeruhtem Zustand.(r= -0,82;p < 0,001; Regressionsgerade: y= 12,5 - 0,54 x)

Bei der statistischen Überprüfung dieser Beziehung zwischen dem Zeitpunkt der höchsten iEMG-Aktivität und dem Quotienten Kraft/Körpergewicht ergab sich ein Korrelationskoeffizient von r= -0,82,d.h.eine enge Beziehung zwischen diesen Parametern wurde bestätigt.

### 3.3.3 iEMG bei maximalen Kraftanspannungen in ermüdetem Zustand

Beim Vergleich der iEMG- und Kraft-Kurven bei maximalen Kraftanspannungen in ausgeruhtem und in ermüdetem Zustand fiel der fast identische Verlauf der iEMG-Kurve auf ( Abb.9 und 17; Tab.7 und 11 ).

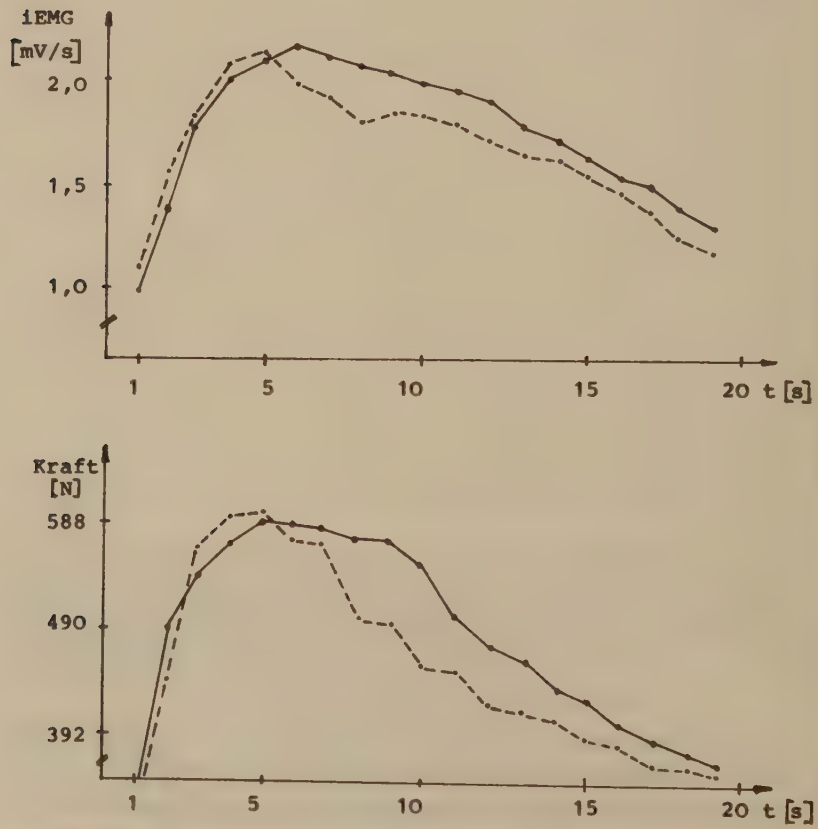



Abb.17: iEMG und simultane Kraftkurve bei maximalen Kraftanspannungen in ermüdetem Zustand der gleichen Versuchsperson wie in Abbildung 9. ( —— rechtes Bein,- - - linkes Bein)

Bei maximalen Kraftanspannungen in ermüdetem Zustand erreichten die Versuchspersonen etwa eine gleich große iEMG-Aktivität wie in ausgeruhtem Zustand.

Im Unterschied zu den maximalen Kraftanspannungen in ausgeruhtem Zustand wurden bei den Probanden in ermüdetem Zustand deutlich geringere Kraftwerte gemessen. Auch trat in ermüdetem Zustand der Zeitpunkt der höchsten iEMG-Werte um ca. 1,9 Sekunden früher, durchschnittlich nach 8,03 Sekunden nach Beginn der Kraftanspannungen, auf ( Tab.12 ).

In Abbildung 15 wurde die Beziehung zwischen dem Zeitpunkt der höchsten iEMG-Werte und dem Quotienten Kraft/Körpergewicht bei maximalen Kraftanspannungen in ermüdetem Zustand dargestellt ( Tab.12 ). Es ergab sich ebenfalls eine enge Beziehung ( r= - 0,782 ) zwischen diesen Parametern bei maximalen Kraftanspannungen in ermüdetem Zustand.

Zum Vergleich wurde die Regressionsgerade für die Beziehung bei maximalen Kraftanspannungen in ausgeruhtem Zustand gestrichelt eingezeichnet.

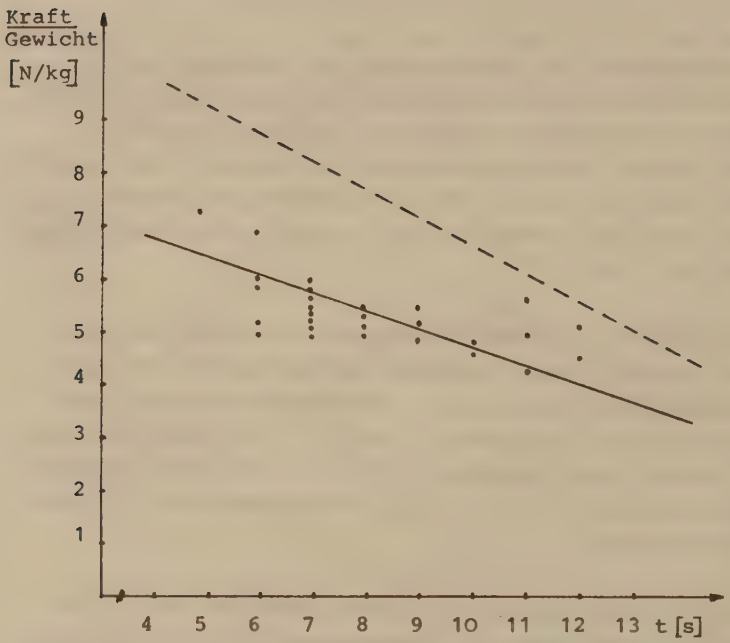



Abb.18: Korrelation zwischen dem Quotienten Kraft/Gewicht und dem Zeitpunkt (t) der höchsten iEMG-Werte von 15 Versuchspersonen (n=30) bei maximalen Kraftanspannungen in ermüdetem Zustand. ($r = -0{,}782$; $p < 0{,}001$; Regressionsgerade: $y = 8{,}1 - 0{,}34\ x$)

Zusammenfassend ist festzustellen, daß es bei maximalen Kraftanspannungen kurzfristig zu einem Ermüdungsanstieg des iEMG's kam. Dieser Ermüdungsanstieg trat bei maximalen Kraftanspannungen in ausgeruhtem Zustand durchschnittlich 9,9 Sekunden nach Beginn der Kraftanspannungen auf. Bei Kraftanspannungen in ermüdetem Zustand erhielten wir einen um ca. 1,9 Sekunden früheren Anstieg der iEMG-Aktivität mit nachfolgendem Abfall der iEMG-Werte (Tab.10 und 12).

Hinsichtlich der Kraftkurve zum Zeitpunkt des Ermüdungsanstiegs des iEMG war auffällig, daß die Kraftkurve sich schon wieder im abfallenden Teil befand. Es wurde diese Erhöhung der iEMG-Aktivität also nicht durch eine zusätzliche Kraftentwicklung bewirkt ( Abb. 9 und 17 ).

Für die Beziehung zwischen dem Zeitpunkt der höchsten iEMG-Aktivität und dem Quotienten Kraft/Körpergewicht berechneten wir eine Korrelation von r = - 0,82 bei maximalen Kraftanspannungen in ausgeruhtem Zustand und von r = - 0,782 bei maximalen Kraftanspannungen in ermüdetem Zustand. Bei dem Vergleich der Regressionsgeraden bei maximalen Kraftanspannungen in ausgeruhtem und in ermüdetem Zustand fielen die niedrigeren Werte bei maximalen Kraftanspannungen in ermüdetem Zustand auf. Dafür waren in erster Linie die geringeren Kraftwerte und der um ca. 1,9 Sekunden frühere Anstieg der iEMG-Aktivität bei maximalen Kraftanspannungen in ermüdetem Zustand verantwortlich.

# 4. DISKUSSION

## 4.1 Methode

Die Methode der Kraftmessung entsprach der Meßanordnung von HETTINGER ( 12 ). HUENERBERG ( 16 ) kritisierte diese Kraftmeßmethode. Er bemängelte die nicht genügende Fixationsmöglichkeit der Versuchspersonen im Kraftmeßstuhl, da bei zunehmender Kraft die Versuchspersonen in der Sitzwanne nach vorne abrutschen würden. Eine derartige Beobachtung wurde von uns nicht gemacht. Wäre eine mangelhafte Fixierbarkeit der Versuchsperson für den überproportionalen Anstieg des iEMG's bei steigender Kraft verantwortlich, so müßten unsere Ergebnisse für den M.vastus medialis einen ähnlichen Anstieg zeigen. Das iEMG des M.vastus medialis steigt bei zunehmender Kraft abweichend von einer linearen Kraft-iEMG-Beziehung verhältnismäßig geringer an.

Bei EMG-Messungen mit Oberflächenelektroden sollte die Muskelgruppe möglichst oberflächlich liegen, damit der ganze Muskel erfaßt wird ( 34 ). Aus diesem Grund wählten wir die Quadricepsmuskulatur als Untersuchungsobjekt. Der Betrag der EMG-Werte ist jedoch nur eine relative Größe. Da nach KRAMER ( 25, 26, 27 ) die Höhe des EMG's von individuell unterschiedlichen Einflußgrößen ableittechnischer Art, der Elektrodenplazierung auf dem Muskel, dem Zwischenelektrodenabstand, dem Elektrodenandruck und der individuell unterschiedlichen Konstitution, z.B. der Dicke der Haut- und des Unterhautfettgewebes, der Hautdurchblutung, abhängen. Bei Maximalkraftmessungen könnte die von uns beschriebene Methode zum Ziel objektiverer Messungen führen, da wir die individuell recht unterschiedlichen Einflußgrößen auf den Betrag des EMG's dadurch ausschließen, indem wir den Zeitpunkt des höchsten iEMG-Wertes des

relativen Parameters, berücksichtigen.

Bei der Überprüfung des iEMG's bei langer Anspannungsdauer im submaximalen Bereich, wären genauere Ergebnisse zu erwarten, wenn exakt 50 % der individuellen Maximalkraft vorgegeben worden wäre. Der von uns gewählte Absolutwert 294,3 N betrug 49,5 % der durchschnittlichen Maximalkraft, so daß bezogen auf das Gesamtkollektiv nennenswert andere Ergebnisse nicht denkbar sind.

Optimalere Ergebnisse für die Beziehung zwischen dem Zeitpunkt des höchsten iEMG-Wertes und der Kraft zu diesem Zeitpunkt könnten durch die Mitberücksichtigung der Muskelmasse der zu messenden Muskulatur erzielt werden. Hierfür bietet sich die Methode von IKAI und FUKUNAGA (19 ) zur Bestimmung des Muskelquerschnittes mittels Ultraschalluntersuchungen an. Jedoch ist dieses Verfahren sehr aufwendig und so stellt sich die Frage, ob mit diesem Mehraufwand an Zeit und Mittel entscheidende Verbesserungen der Resultate erzielt werden können.

## 4.2 Diskussion der Ergebnisse für die Beziehung zwischen iEMG und der Kraft für den M. rectus femoris und den M. vastus medialis

Die Kraft einer Muskelkontraktion hängt von der Anzahl der innervierten motorischen Einheiten, von deren Impulsfrequenz, der Koordination und von der Motivation ab ( 13, 14, 36, 43 ). Zusätzlich wird die Kraft eines Muskels ( 13 ) bestimmt durch

- die physikalische Querschnittsgröße der eingesetzten Muskelfasern,
- die Muskelfaserzahl,
- die Struktur des Muskels,
- die Muskelfaserlänge und dem Zugwinkel.

In der Vergangenheit wurden die Kraftmessungen isoliert mit Hilfe von Dynamometern durchgeführt ( 12 ). Diese semiobjektive Meßmethode verbesserte LIPPOLD ( 32 ). Er leitete die elektrische Aktivität der Muskulatur ( EMG ) simultan bei den Kraftanspannungen ab. Pionierarbeit für die Methode LIPPOLD's leisteten GALVANI ( 6 ), der als erster die elektrische Aktivität bei Muskelkontraktionen registrierte und HELMHOLTZ ( 10 ), der die Fortleitung der Potentiale entlang der Muskelfaser erstmals maß.

Die Beziehung zwischen dem iEMG und der Kraft wurde von verschiedenen Autoren mehrfach geprüft, wobei sie zu unterschiedlichen Ergebnissen kamen. Die Untersuchungen von BOUISSET et al. ( 2 ), LENMAN ( 30, 31 ) und MATON ( 37 ) für den M. biceps brachialis ergaben eine lineare Beziehung

zwischen dem iEMG und der Kraft.Ergebnisse von KRAMER ( 25, 26 ) zeigen ebenfalls für den M. biceps brachialis einen Anstieg des iEMG's mit zunehmender Kontraktionsstärke, jedoch eine unterschiedliche Anstiegssteilheit bei unipolarer und bei bipolarer Ableittechnik.
LAURIG und ROHMERT ( 29 ) dagegen fanden für den M. biceps brachialis einen überproportionalen Anstieg für die Beziehung zwischen iEMG und Kraft bei statischen Muskelkontraktionen.
Die Ergebnisse von De VRIES ( 52 ) für die Unterarmbeugemuskulatur ergaben nur eine enge Beziehung zwischen dem iEMG und der Muskelkraft bis zu einem Bereich, der bei 80 % der Maximalkraft lag.

LIPPOLD ( 31 ) fand für die Gastrocnemius-Soleus Muskelgruppe eine lineare Beziehung zwischen iEMG und zunehmender Kraft,die jedoch für die einzelnen Versuchspersonen eine recht unterschiedliche Anstiegssteilheit aufwies.

HUENERBERG ( 16 ) untersuchte die Beziehung zwischen dem iEMG und der Kraft für den M. rectus femoris. Für den unteren und mittleren Kraftbereich fand er noch eine einigermaßen lineare Beziehung. Mit zunehmender Annäherung an die Maximalkraft kam es bei ihm zu einem überhöhten Anstieg der iEMG-Werte. Seine Untersuchungen ergaben einen zu unseren Ergebnissen identischen, überproportionalen Anstieg des iEMG's bei steigender Kraft. Er begründete diesen überhöhten Anstieg durch eine mangelhafte Fixierbarkeit der Versuchsperson im Kraftmeßstuhl nach HETTINGER ( 12 ).

Die von uns erhobenen Ergebnisse sprechen dafür, daß hinsichtlich verschiedener Muskelgruppen auch unterschiedliche Beziehungen zwischen dem iEMG und der Kraft bestehen. Am deutlichsten wurden die Unterschiede für den M. rectus

femoris und den M.vastus medialis, wenn wir den Quotienten iEMG/Kraft mit der Kraft in Beziehung setzten. Wir erhielten für den Quotienten iEMG/Kraft einen überproportionalen Anstieg für den M.rectus femoris.

Als Erklärung bietet sich eine unterschiedliche Zusammensetzung des Muskels aus verschiedenen Fasertypen mit differenter Innervation an. Nach JOHNSON und POLGAR ( 21 ) setzte sich der M.rectus femoris durchschnittlich zu 69 % aus schnellen und zu 31 % aus langsamen Muskelfasern zusammen. Dagegen fanden sie für den M.vastus medialis einen geringeren Anteil von 56 % an schnellen und einen höheren Anteil von 44 % an langsamen Muskelfasern.

GRIMBY und HANNERZ ( 7, 8 ) untersuchten die Beziehungen zwischen der Entladungsfrequenz der motorischen Einheit und der Kraft. Bei zunehmender Kraft werden motorische Einheiten eingesetzt, die eine höhere Entladungsfrequenz besitzen. Sie erhielten als weiteres Ergebnis, daß motorische Einheiten mit hoher Reizschwelle erst im Grenzbereich der maximalen Kraft mobilisiert werden.

Nach den Untersuchungen von MIYASHITA et al. ( 38 ) und GRIMBY ( 7 ) sollen motorische Einheiten mit niedriger Reizschwelle langsame Muskelfasern und motorische Einheiten mit hoher Reizschwelle schnelle Muskelfasern innervieren.

Aufgrund der obigen Untersuchungsergebnisse ist es denkbar, den unterschiedlichen Anstieg des iEMG's bei steigender Kraft für den M.rectus femoris und den M.vastus medialis folgendermaßen zu erklären: Bei steigender Kraft aktiviert der M.rectus femoris verhältnismäßig mehr schnelle

Muskelfasern ( 69 % ) mit hoher Reizschwelle. Dies führt zu einem überproportionalen Anstieg der Beziehung zwischen dem iEMG und der Kraft. Dagegen aktiviert der M. vastus medialis bei steigender Kraft, aufgrund seines geringeren Anteils an schnellen Muskelfasern ( 56 % ) verhältnismäßig weniger Fasern mit hoher Reizschwelle. Dies führt zu einem etwas geringeren Anstieg der iEMG-Werte, da schon bei noch submaximalen Kräften die Grenzfrequenz annähernd erreicht wird.

Wir bezogen uns auf die Durchschnittswerte der Untersuchung von JOHNSON ( 21 ). Da jedoch die Muskelfaserzusammensetzung individuell recht unterschiedlich ist, müßte zum Beweis dieser Beziehung bei jedem Probanden eine Muskelbiopsie des M. rectus femoris und des M. vastus medialis durchgeführt werden.

Zusammenfassend ergibt sich folgendes Ergebnis:

Es bestehen Unterschiede in der Beziehung zwischen dem iEMG und der Kraft für unterschiedliche Muskelgruppen. Diese könnten dadurch erklärt werden, daß sich die einzelnen Muskelgruppen anteilsmäßig unterschiedlich aus schnellen und langsamen Muskelfasern zusammensetzen.

## 4.3. iEMG beim Halten einer submaximalen Kraft: Diskussion der Untersuchungsergebnisse

ASANG et al.( 1 ), LAURIG ( 28 ), RHEIN et al.(42 ), De VRIES ( 52 ) und WITTEKOPF et al.( 54 ) kamen in früheren Untersuchungen zu den Ergebnissen, daß bei gleichbleibender Belastung die fortschreitende muskuläre Ermüdung zu einem Anstieg des iEMG's führt.

Die Ergebnisse von ASANG et al.( 1 ), die ebenfalls das EMG des M. quadriceps femoris maßen, entsprechen unseren Untersuchungen. Sie erhielten eine " Ermüdungstrompete " d.h. eine ansteigende elektrische Gesamtaktivität mit zunehmender Haltezeit bei gleichbleibender Kraftanspannung.

Dieser Ermüdungsanstieg des iEMG's bei zunehmender Haltezeit und gleichbleibender Kraft für den M. rectus femoris und den M. vastus medialis konnte bestätigt werden.

KARLSSON et al.( 22 ) entnahmen Muskelbiopsien vor und unmittelbar im Anschluß an eine erschöpfende Willküranspannung mit 50 % der Maximalkraft. Sie fanden einen nur wenig veränderten ATP-Gehalt im Muskelgewebe. Zwar war der KrP-Gehalt stark vermindert und die Milchsäurekonzentration stark angestiegen, jedoch sei der Zeitbedarf für eine Normalisierung dieser Veränderungen zu gering, um für sich allein die noch nach Stunden nachweisbaren Veränderungen in quantitativem Verhältnis zwischen EMG und mechanischer Muskelaktivität erklären zu können.

Einen Anstieg des EMG's mit zunehmender Kontraktionsdauer bei gleichbleibender Kraft zeigen auch die Ergebnisse von RHEIN et al.( 42 ). Als charakteristisches Merkmal fanden sie dabei eine Häufigkeitszunahme spannungshoher Potentiale von relativ langer Dauer.

Zu im Prinzip ähnlichen Ergebnissen kamen wir auch bei unseren Untersuchungen. Wir erhielten sowohl für den M. rectus femoris als auch für den M.vastus medialis einen etwa gleich großen 1,7 - 1,8 fachen iEMG-Anstieg nach 90 sec. Haltezeit gegenüber dem Ausgangswert. Es bestehen keine Unterschiede bezüglich des iEMG-Anstiegs für die beiden Muskelbäuche des M. quadriceps femoris.

Unser Ergebnis bestätigt die Theorie von GRIMBY und HANNERZ ( 7, 8 ), daß im mittleren Kraftbereich wenig motorische Einheiten mit hoher Reizschwelle mobilisiert werden. Aufgrund dessen fanden wir keine Unterschiede bezüglich des Ermüdungsanstiegs des M.rectus femoris und des M.vastus medialis, da im mittleren Kraftbereich der unterschiedliche Anteil an schnellen Muskelfasern nur geringe Auswirkungen auf das iEMG hat.

## 4.4 Diskussion der Ergebnisse bei maximalen Kraftanspannungen

Die Untersuchungen von ECCLES et al. ( 4 ), HOLLMANN et al. ( 15 ), IKAI et al. ( 18 ) und STOBOY et al. ( 50 ) hatten das übereinstimmende Ergebnis, daß die Kraft der Kontraktion von der Anzahl der eingesetzten motorischen Einheiten und von der Impulsfrequenz innerhalb der einzelnen motorischen Einheiten abhängt.

Bei maximalen Kraftanspannungen ist nach PAUWELS ( 40 ) die entwickelte Kraft zusätzlich von der Muskellänge und dem Arbeitswinkel abhängig. Die Motivation hat nach ROECKER ( 43 ) und STOBOY ( 50 ) entscheidenden Anteil bei maximalen Kraftanspannungen.

KRAMER ( 25, 26 ) sah die Möglichkeit mit Hilfe des EMG's, das willentlich nicht beeinflußbar ist, die Motivation mit zu berücksichtigen und so objektivere Maximalkraftmessungen zu erzielen. Außer der Motivation können unter standardisierten Meßbedingungen sämtliche Faktoren ( s.u. 4.2 ) bei Maximalkraftmessungen berücksichtigt werden.

Die Ergebnisse von HOLLMANN et al. ( 14, 15 ), KRAMER ( 26, 27 ), LLOYD ( 33 ) und STEPHENS et al. ( 49 ) bei maximalen Kraftanspannungen ergaben einen Abfall der Kraft und des gleichzeitig abgeleiteten EMG's nach wenigen Sekunden der Kraftanspannung. Verantwortlich für den Kraftabfall war ein Nachlassen der Funktionsfähigkeit der neuromuskulären Übertragung.

Der Abfall des EMG's resultiert nach LLOYD ( 33 ) aus einem Ausfall motorischer Einheiten mit hoher Reizschwelle und hoher Frequenzrate.

SIMKIN ( 48 ) erhielt bei seinen Untersuchungen an Spitzensportlern bei maximalen Kraftanspannungen einen kurzfristigen EMG-Anstieg mit nachfolgendem Ermüdungsabfall. Er begründete seine Ergebnisse damit, daß die Versuchspersonen in der Lage waren, kurzfristig praktisch alle motorischen Einheiten zu innervieren.

Die von uns ermittelten Ergebnisse bei maximalen Kraftanspannungen in ausgeruhtem und ermüdetem Zustand ergaben ebenfalls einen Ermüdungsanstieg des iEMG's. Dieser Anstieg der iEMG-Aktivität trat bei maximalen Kraftanspannungen in ausgeruhtem Zustand durchschnittlich nach 9,9 sec. und bei maximalen Kraftanspannungen in ermüdetem Zustand durchschnittlich nach 8,03 sec. nach Beginn der Kraftanspannungen auf.

HUENERBERG ( 16 ) kam bei seinen Untersuchungen zu dem Resultat, daß die Methode maximale Muskelkräfte mit Hilfe maximaler isometrischer Kontraktionen abzuschätzen, unbefriedigend sei. Seine Schwierigkeit, das iEMG und die Kraft bei maximalen Kraftanspannungen in Beziehung zu setzen, wurde auch von anderen Autoren erkannt ( 7, 11, 25, 26 ). Wir sahen uns vor das gleiche Problem gestellt, denn nach unseren Ergebnissen fiel der Zeitpunkt der größten Kraft nicht mit dem Zeitpunkt des höchsten iEMG-Wertes zusammen.

Die Untersuchungen von LIPPOLD ( 32 ), KRAMER ( 25, 26, 27 ) und ASANG et al. ( 1 ) verdeutlichen, daß der individuell unterschiedlich hohe iEMG-Wert bei maximalen Kraftanspannungen ein kritischer Parameter ist. Die Höhe des iEMG's die nach KRAMER ( 25, 26, 27 ) auch von Einflußgrößen ableittechnischer Art, der Elektrodenplazierung auf dem Muskel, dem Zwischenelektrodenabstand, dem Elektrodenandruck und der Hautdurchblutung abhängt, ist nicht standardisierbar.

Aufgrund unserer Ergebnisse, die einen Ermüdungsanstieg mit anschließendem Abfall des iEMG's bei maximalen Kraftanspannungen ergaben, sahen wir die Möglichkeit, den Zeitpunkt des höchsten iEMG-Wertes mit der Kraft zu diesem Zeitpunkt in Beziehung zu setzen. Wurden darüber hinaus die individuell unterschiedlichen Muskelmassen durch die Bildung eines Quotienten Kraft/Körpergewicht relativiert, so erhielten wir einen Korrelationskoeffizienten r = - 0,82 für maximale Kraftanspannungen in ausgeruhtem Zustand und einen Korrelationskoeffizienten r = - 0,782 für maximale Kraftanspannungen in ermüdetem Zustand. Diese negative Beziehung bedeutet, daß die entwickelte Kraft um so größer war, je früher der Zeitpunkt der höchsten iEMG-Aktivität auftrat. Folglich war die gemessene Maximalkraft ein um so verläßlicherer Wert, je früher der Zeitpunkt der höchsten iEMG-Aktivität registriert wurde.

Die Versuchspersonen erreichten bei den maximalen Muskelkontraktionen in ausgeruhtem und in ermüdetem Zustand etwa gleich große iEMG-Werte. Bei beiden Messungen waren sie somit gleich stark motiviert und innervierten ihre Muskulatur willkürlich maximal. Die Ermüdung ist weniger ein zentrales Geschehen, die Ursache müßte man in der Peripherie suchen. Im iEMG resultierte in ermüdetem Zustand ein relativ früherer Ermüdungsanstieg bei einer viel geringeren Kraft als in ausgeruhtem Zustand.

Zusammenfassend ergibt sich folgendes Ergebnis für die Beziehungen zwischen der Kraft und dem EMG bei maximalen Kraftanspannungen:

1. Es besteht keine Beziehung zwischen der Kraft und dem iEMG bei maximalen Kraftanspannungen.
2. Die Probanden erreichten bei maximalen Kraftanspannungen in ausgeruhtem und in ermüdetem Zustand etwa gleich große iEMG-Werte.

3. Bei maximalen Kraftanspannungen zeigt der iEMG-Verlauf einen kurzfristigen Ermüdungsanstieg mit nachfolgendem Abfall der iEMG-Werte.

4. Es besteht eine enge Beziehung zwischen dem Zeitpunkt der höchsten iEMG-Aktivität und der Kraft zu diesem Zeitpunkt.

5. Je früher der Zeitpunkt der höchsten iEMG-Aktivität auftritt, ein um so verläßlicherer Wert ist die gemessene Maximalkraft.

## 5. ZUSAMMENFASSUNG

Bei 15 nicht speziell krafttrainierten Studenten wurden submaximale Kräfte, Maximalkräfte in ausgeruhtem und ermüdetem Zustand und das simultan abgeleitete Elektromyogramm (EMG) für die Quadricepsmuskulatur bei isometrischen Muskelkontraktionen gemessen.

1. Mit zunehmender Kraft wich das integrierte EMG (iEMG) des M.rectus femoris mit einem überproportionalen Anstieg, das iEMG des M.vastus medialis mit einem Abfall von einer linearen Kraft-iEMG-Beziehung ab. Diese Unterschiede können auf einer differenten Muskelfaserzusammensetzung des M.rectus femoris und des M.vastus medialis beruhen. Durch die Bildung des Quotienten iEMG/Kraft wurde die unterschiedliche neuromuskuläre Aktivierung noch deutlicher.

2. Die Kraft der Beine eines Probanden war unterschiedlich. Im Durchschnitt bestand eine Differenz zwischen stärkerem und schwächerem Bein von 47,4 N. Für das stärkere Bein wurde eine um durchschnittlich 0,354 mV/s höhere iEMG-Aktivität für den M.rectus femoris gemessen, während das vom M.vastus medialis abgeleitete iEMG minimal differierte.

3. Wurde eine submaximale Kraft, die durchschnittlich 49,5 % der Maximalkraft betrug über 90 sec. gehalten, so stiegen die iEMG-Werte mit zunehmender Ermüdung an. Es bestand keine Differenz bezüglich des relativen iEMG-Anstiegs für die beiden Muskelbäuche des M.quadriceps femoris. Sowohl für den M.rectus femoris, als auch für den M.vastus medialis stieg nach 90 sec. Haltedauer das iEMG auf den ca. 1,78 fachen Bezugswert nach 2,5 sec. an.

4. Die Probanden erreichten bei maximalen Kraftanspannungen in ausgeruhtem und ermüdetem Zustand etwa gleich große iEMG-Werte. Die individuelle willkürliche Innervation war somit in ausgeruhtem Zustand und in ermüdetem Zustand gleich groß. Bei maximalen Kraftanspannungen stieg das iEMG kurzfristig an, bevor es durch den Ausfall motorischer Einheiten mit hoher Reizschwelle und hoher Frequenzrate zu einem kontinuierlichen Abfall des iEMG's kam. Dieser Ermüdungsanstieg trat bei maximalen Kraftanspannungen in ausgeruhtem Zustand durchschnittlich 9,9 sec. nach Beginn der Kraftanspannungen auf, in ermüdetem Zustand schon ca. 1,9 sec. früher.
Die Beziehung zwischen dem Zeitpunkt des höchsten iEMG-Wertes und der Kraft zu diesem Zeitpunkt korrelierte eng bei maximalen Kraftanspannungen in ausgeruhtem Zustand und bei maximalen Kraftanspannungen in ermüdetem Zustand. Für die Maximalkraft folgerten wir, je früher der Zeitpunkt der höchsten iEMG-Aktivität auftrat, um so verläßlicher waren die gemessenen Werte.

## 6. TABELLENANHANG

Tab. 1: Trainingsanamnese der Probanden

| Proband Nr. | Sportarten | Trainings Std. pro Woche |
|---|---|---|
| 1 | Tennis, Leichtathletik | 5 |
| 2 | Volleyball, Basketball | 7 |
| 3 | Leichtathletik | 4 |
| 4 | Fitnesstraining, Lauftraining | 2 |
| 5 | Skigymnastik, Lauftraining | 2 |
| 6 | Leichtathletik, Ballspiele | 8 |
| 7 | Fußball | 4 |
| 8 | Handball | 3 |
| 9 | Tennis, Schwimmen | 3 |
| 10 | Radfahren, Leichtathletik | 3 |
| 11 | Leichtathletik | 4 |
| 12 | Tennis, Lauftraining | 2 |
| 13 | Handball, Leichtathletik | 8 |
| 14 | Fußball, Badminton | 3 |
| 15 | Schwimmen, Lauftraining | 3 |

Tab. 2: Berechnung der iEMG-Werte für den M. rectus femoris und den M. vastus medialis bei steigender Kraft für die beiden Beine einer Versuchsperson.

| rechtes Bein | | | linkes Bein | | |
|---|---|---|---|---|---|
| Kraft (N) | iEMG (mV/s) rectus | vastus | Kraft (N) | iEMG (mV/s) rectus | vastus |
| 98,1 | 0,11 | 0,078 | 98,1 | 0,11 | 0,068 |
| 196,2 | 0,25 | 0,12 | 196,2 | 0,27 | 0,095 |
| 294,3 | 0,47 | 0,16 | 294,3 | 0,52 | 0,13 |
| 735,8 | 1,82 | 0,31 | 784,8 | 1,97 | 0,29 |

Tab. 3: Die durchschnittlichen iEMG-Werte ($\bar{x}$) und der Quotient $\bar{x}$/Kraft sowie deren Standardabweichungen (SD) bei steigender Kraft. Es sind Durchschnittswerte, die sich aus 15 Vp, d.h. für 30 Beine, für den M. rectus femoris und den M. vastus medialis ergaben.

| M. rectus femoris | | | | |
|---|---|---|---|---|
| Kraft (N) | $\bar{x}$ (mV/s) | SD (mV/s) | $\bar{x}$/Kraft (µV/s • N) | SD (µV/s • N) |
| 98,1 | 0,136 | 0,018 | 1,39 | 0,183 |
| 196,2 | 0,296 | 0,039 | 1,51 | 0,197 |
| 294,3 | 0,449 | 0,053 | 1,69 | 0,180 |
| 595,0 (SD 89,56) | 1,570 | 0,121 | 2,59 | 0,203 |
| **M. vastus medialis** | | | | |
| Kraft (N) | $\bar{x}$ (mV/s) | SD (mV/s) | $\bar{x}$/Kraft (µV/s • N) | SD (µV/s • N) |
| 98,1 | 0,083 | 0,010 | 0,85 | 0,102 |
| 196,2 | 0,124 | 0,017 | 0,63 | 0,086 |
| 294,3 | 0,166 | 0,021 | 0,56 | 0,071 |
| 595,0 (SD 89,56) | 0,264 | 0,038 | 0,44 | 0,063 |

Tab. 4: Kraft- und iEMG-Werte des M. rectus femoris getrennt für das stärkere und das schwächere Bein. Durchschnittswerte ( $\bar{x}$ ) Standardabweichung ( SD ) von 15 Versuchspersonen.

| VP Nr. | stärkeres Bein | | schwächeres Bein | |
|---|---|---|---|---|
| | Kraft (N) | iEMG (mV/s) | Kraft (N) | iEMG (mV/s) |
| 1 | 564,1 | 1,35 | 495,4 | 1,04 |
| 2 | 549,4 | 1,56 | 515,0 | 1,20 |
| 3 | 784,8 | 2,55 | 735,7 | 2,10 |
| 4 | 882,9 | 1,18 | 833,8 | 0,98 |
| 5 | 549,4 | 1,43 | 510,1 | 1,16 |
| 6 | 490,5 | 1,78 | 441,5 | 1,42 |
| 7 | 490,5 | 1,37 | 461,1 | 1,15 |
| 8 | 637,7 | 1,92 | 613,1 | 1,56 |
| 9 | 588,6 | 1,74 | 539,5 | 1,28 |
| 10 | 490,5 | 1,75 | 465,9 | 1,45 |
| 11 | 735,8 | 2,04 | 686,7 | 1,63 |
| 12 | 662,2 | 2,05 | 564,1 | 1,82 |
| 13 | 539,6 | 1,82 | 490,5 | 1,26 |
| 14 | 686,7 | 2,18 | 637,7 | 1,83 |
| 15 | 637,7 | 1,63 | 588,6 | 1,14 |
| $\bar{x}$ | 618,8 | 1,747 | 571,4 | 1,393 |
| SD | 73,6 | 0,071 | 68,5 | 0,062 |

Tab. 5: iEMG beim Halten von 294,3 N über 90 sec. für den M. rectus femoris und den M. vastus medialis von beiden Beinen einer Versuchsperson.

| Haltezeit (s) | Kraft (N) re. Bein | Kraft (N) li. Bein | M.rectus femoris iEMG (mV/s) re. Bein | M.rectus femoris iEMG (mV/s) li. Bein | M.vastus medialis iEMG (mV/s) re. Bein | M.vastus medialis iEMG (mV/s) li. Bein |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 2,5 | 294,3 | 294,3 | 0,468 | 0,493 | 0,156 | 0,148 |
| 7,5 | 289,4 | 294,3 | 0,454 | 0,491 | 0,159 | 0,156 |
| 12,5 | 299,2 | 289,4 | 0,493 | 0,498 | 0,157 | 0,158 |
| 17,5 | 294,3 | 294,3 | 0,523 | 0,512 | 0,165 | 0,157 |
| 22,5 | 304,1 | 299,2 | 0,550 | 0,532 | 0,171 | 0,164 |
| 27,5 | 284,5 | 284,5 | 0,523 | 0,573 | 0,168 | 0,172 |
| 32,5 | 289,4 | 294,3 | 0,543 | 0,564 | 0,173 | 0,168 |
| 37,5 | 294,3 | 294,3 | 0,578 | 0,584 | 0,174 | 0,173 |
| 42,5 | 294,3 | 289,4 | 0,591 | 0,596 | 0,176 | 0,174 |
| 47,5 | 299,2 | 294,3 | 0,612 | 0,621 | 0,179 | 0,176 |
| 52,5 | 284,5 | 289,4 | 0,603 | 0,623 | 0,179 | 0,176 |
| 57,5 | 289,4 | 294,3 | 0,621 | 0,643 | 0,180 | 0,179 |
| 62,5 | 294,3 | 299,2 | 0,618 | 0,641 | 0,188 | 0,182 |
| 67,5 | 294,3 | 299,2 | 0,653 | 0,668 | 0,182 | 0,184 |
| 72,5 | 289,4 | 294,3 | 0,672 | 0,691 | 0,193 | 0,190 |
| 77,5 | 284,5 | 289,4 | 0,730 | 0,745 | 0,202 | 0,195 |
| 82,5 | 279,5 | 284,5 | 0,758 | 0,762 | 0,213 | 0,198 |
| 87,5 | 274,7 | 284,5 | 0,812 | 0,832 | 0,234 | 0,212 |

Tab. 6: iEMG/Kraft des M. rectus femoris und des M. vastus medialis während einer Muskelanspannung von 234,3 N über 90 sec. Dauer ( Mittelwerte mit Standardabweichungen ).

| Haltezeit (s) | M.rectus femoris | | M.vastus medialis | |
|---|---|---|---|---|
| | $\bar{x}$ | SD | $\bar{x}$ | SD |
| 2,5 | 1,69 | 0,153 | 0,560 | 0,055 |
| 7,5 | 1,71 | 0,164 | 0,570 | 0,058 |
| 12,5 | 1,74 | 0,158 | 0,591 | 0,057 |
| 17,5 | 1,77 | 0,154 | 0,632 | 0,068 |
| 22,5 | 1,82 | 0,159 | 0,652 | 0,072 |
| 27,5 | 1,84 | 0,164 | 0,672 | 0,079 |
| 32,5 | 1,87 | 0,172 | 0,691 | 0,071 |
| 37,5 | 1,92 | 0,182 | 0,782 | 0,074 |
| 42,5 | 1,95 | 0,194 | 0,745 | 0,083 |
| 47,5 | 2,01 | 0,204 | 0,764 | 0,073 |
| 52,5 | 2,12 | 0,196 | 0,783 | 0,075 |
| 57,5 | 2,19 | 0,211 | 0,805 | 0,082 |
| 62,5 | 2,28 | 0,202 | 0,827 | 0,084 |
| 67,5 | 2,42 | 0,213 | 0,841 | 0,088 |
| 72,5 | 2,58 | 0,225 | 0,866 | 0,093 |
| 77,5 | 2,71 | 0,251 | 0,936 | 0,089 |
| 82,5 | 2,82 | 0,269 | 0,968 | 0,096 |
| 87,5 | 3,02 | 0,292 | 0,989 | 0,105 |

Tab. 7: iEMG einer Versuchsperson bei maximalen Kraftanspannungen in ausgeruhtem Zustand.

| Zeit (s) | linkes Bein Kraft (N) | iEMG (mV/s) rectus | iEMG (mV/s) vastus | rechtes Bein Kraft (N) | iEMG (mV/s) rectus | iEMG (mV/s) vastus |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 588,6 | 1,26 | 0,24 | 613,1 | 1,65 | 0,25 |
| 2 | 686,7 | 1,52 | 0,33 | 735,8 | 1,70 | 0,28 |
| 3 | 735,8 | 1,60 | 0,33 | 784,8 | 1,82 | 0,33 |
| 4 | 711,2 | 1,64 | 0,34 | 784,8 | 1,92 | 0,36 |
| 5 | 686,7 | 1,62 | 0,35 | 784,8 | 2,04 | 0,35 |
| 6 | 686,7 | 1,84 | 0,36 | 760,3 | 2.12 | 0,37 |
| 7 | 686,7 | 1,98 | 0,38 | 735,8 | 2,25 | 0,41 |
| 8 | 686,7 | 1,86 | 0,40 | 686,7 | 2,08 | 0,39 |
| 9 | 671,9 | 1,78 | 0,37 | 711,2 | 2,04 | 0,36 |
| 10 | 671,9 | 1,62 | 0,36 | 711,2 | 1,92 | 0,34 |
| 11 | 662,2 | 1,60 | 0,35 | 711,2 | 1,74 | 0,33 |
| 12 | 662,2 | 1,54 | 0,35 | 686,7 | 1,75 | 0,29 |
| 13 | 637,7 | 1,32 | 0,34 | 637,7 | 1,68 | 0,28 |
| 14 | 588,6 | 1,18 | 0,33 | 637,7 | 1,64 | 0,27 |
| 15 | 539,6 | 1,16 | 0,30 | 613,1 | 1,52 | 0,27 |
| 16 | 515,0 | 1,12 | 0,29 | 613,1 | 1,46 | 0,26 |
| 17 | 490,5 | 0,96 | 0,28 | 588,6 | 1,42 | 0,27 |
| 18 | 490,5 | 0,92 | 0,27 | 564,0 | 1,38 | 0,24 |
| 19 | 475,8 | 0,90 | 0,27 | 539,6 | 1,36 | 0,25 |
| 20 | 465,9 | 0,84 | 0,26 | 515,0 | 1,33 | 0,23 |

Tab. 8: Relatives iEMG pro Newton Kraft bei maximalen Kraftanspannungen für den M. rectus femoris und den M. vastus medialis einer Versuchsperson.

| Zeit (s) | linkes Bein iEMG/Kraft (µV/s • N) rectus | vastus | rechtes Bein iEMG/Kraft (µV/s • N) rectus | vastus |
|---|---|---|---|---|
| 1 | 2,14 | 0,40 | 2,69 | 0,41 |
| 2 | 2,17 | 0,48 | 2,27 | 0,38 |
| 3 | 2,17 | 0,45 | 2,27 | 0,42 |
| 4 | 2,30 | 0,48 | 2,45 | 0,46 |
| 5 | 2,36 | 0,51 | 2,55 | 0,45 |
| 6 | 2,62 | 0,52 | 2,74 | 0,49 |
| 7 | 2,83 | 0,55 | 3,00 | 0,56 |
| 8 | 2,64 | 0,58 | 2,97 | 0,57 |
| 9 | 2,59 | 0,55 | 2,81 | 0,51 |
| 10 | 2,41 | 0,54 | 2,70 | 0,48 |
| 11 | 2,41 | 0,53 | 2,48 | 0,46 |
| 12 | 2,28 | 0,53 | 2,54 | 0,42 |
| 13 | 2,03 | 0,53 | 2,61 | 0,44 |
| 14 | 1,97 | 0,56 | 2,52 | 0,42 |
| 15 | 2,14 | 0,55 | 2,48 | 0,44 |
| 16 | 2,17 | 0,56 | 2,38 | 0,42 |
| 17 | 1,96 | 0,57 | 2,37 | 0,46 |
| 18 | 1,84 | 0,55 | 2,44 | 0,43 |
| 19 | 1,89 | 0,56 | 2,52 | 0,46 |
| 20 | 1,77 | 0,56 | 2,53 | 0,45 |

Tab. 9: Zeitpunkt der Maximalkraft, Kraftwerte und zu diesem Zeitpunkt bestehende iEMG-Aktivität von 15 Versuchspersonen.

| VP Nr. | rechtes Bein | | | | linkes Bein | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Zeitpunkt d.höchsten Kraft (s) | Max.Kraft (N) | iEMG (mV/s) | iEMG/Kraft (µV/s · N) | Zeitpunkt d.höchsten Kraft (s) | Max.Kraft (N) | iEMG (mV/s) | iEMG/Kraft (µV/s · N) |
| 1 | 3 | 564,0 | 2,12 | 3,76 | 3 | 539,5 | 2,38 | 4,41 |
| 2 | 3 | 539,5 | 1,43 | 2,65 | 4 | 490,5 | 1,29 | 2,63 |
| 3 | 4 | 441,4 | 1,30 | 2,95 | 3 | 465,9 | 1,18 | 2,53 |
| 4 | 3 | 539,5 | 2,27 | 4,26 | 3 | 515,0 | 2,43 | 4,72 |
| 5 | 2 | 784,8 | 1,42 | 1,82 | 3 | 564,0 | 1,19 | 2,11 |
| 6 | 3 | 441,4 | 1,26 | 2,85 | 4 | 441,4 | 1,05 | 2,38 |
| 7 | 3 | 490,5 | 2,14 | 4,36 | 3 | 613,1 | 1,71 | 2,79 |
| 8 | 2 | 882,9 | 1,28 | 1,45 | 3 | 686.7 | 1,00 | 1,46 |
| 9 | 3 | 902,5 | 1,31 | 1,54 | 3 | 858,4 | 1,29 | 1,53 |
| 10 | 3 | 475,8 | 1,47 | 3,09 | 3 | 465,9 | 1,63 | 3,50 |
| 11 | 3 | 539,5 | 1,89 | 3,50 | 3 | 515,0 | 1,47 | 2,85 |
| 12 | 2 | 809,3 | 2,11 | 2,61 | 3 | 760,9 | 1,90 | 2,49 |
| 13 | 3 | 564,0 | 0,91 | 1,61 | 3 | 515,0 | 1,02 | 1,98 |
| 14 | 3 | 515,0 | 1,13 | 2,19 | 4 | 475,8 | 1,10 | 2,31 |
| 15 | 3 | 809,3 | 1,48 | 1,82 | 3 | 564,0 | 1,65 | 2,92 |

Tab. 10: Kraft zum Zeitpunkt der höchsten iEMG-Aktivität bei maximalen Kraftanspannungen in ausgeruhtem Zustand von 15 Versuchspersonen.

| VP Nr. | Gewicht (kg) | rechtes Bein | | | | linkes Bein | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | Kraft (N) | Zeitpkt.d. höchsten iEMG-Werte (s) | Kraft/Gew. (N/kg) | iEMG (mV/s) d.M.rec. fem. | Kraft (N) | Zeitpkt.d. höchsten iEMG-Werte (s) | Kraft/Gew. (N/kg) | iEMG (mV/s) d.M.rec. fem. |
| 1 | 77,5 | 539,5 | 9 | 6,96 | 2,35 | 515,0 | 10 | 6,64 | 2,52 |
| 2 | 78,5 | 490,5 | 12 | 6,25 | 1,51 | 441,4 | 13 | 5,62 | 1,46 |
| 3 | 79,5 | 392,4 | 14 | 4,93 | 1,38 | 416,9 | 13 | 5,25 | 1,22 |
| 4 | 72,0 | 475,8 | 10 | 6,61 | 2,54 | 465,9 | 10 | 6,47 | 2,75 |
| 5 | 86,5 | 760,2 | 6 | 8,79 | 1,46 | 539,5 | 8 | 6,24 | 1,24 |
| 6 | 66,5 | 392,4 | 11 | 5,89 | 1,38 | 318,8 | 15 | 4,80 | 1,12 |
| 7 | 74,5 | 416,9 | 11 | 5,59 | 2,28 | 564,0 | 7 | 7,57 | 1,78 |
| 8 | 77,0 | 858,4 | 6 | 11,14 | 1,82 | 613,1 | 9 | 7,96 | 1,06 |
| 9 | 88,5 | 882,9 | 8 | 9,98 | 1,39 | 809,3 | 9 | 9,14 | 1,38 |
| 10 | 68,0 | 441,4 | 8 | 6,49 | 1,61 | 392,4 | 9 | 5,77 | 1,76 |
| 11 | 65,5 | 490,5 | 11 | 7,48 | 2,04 | 490,5 | 10 | 7,49 | 1,53 |
| 12 | 74,0 | 760,9 | 7 | 10,30 | 2,25 | 686,7 | 7 | 9,28 | 1,98 |
| 13 | 72,0 | 515,0 | 10 | 7,16 | 0,98 | 465,9 | 12 | 6,47 | 1,14 |
| 14 | 71,0 | 441,4 | 12 | 6,18 | 1,28 | 416,9 | 14 | 5,83 | 1,17 |
| 15 | 82,0 | 784,8 | 7 | 9,56 | 1,61 | 539,5 | 9 | 6,57 | 1,74 |

Tab. 11: iEMG bei maximalen Kraftanspannungen nach Ermüdung des gleichen Probanden wie in Tabelle 8.

| Zeit (s) | linkes Bein Kraft (N) | iEMG (mV/s) rectus | iEMG (mV/s) vastus | rechtes Bein Kraft (N) | iEMG (mV/s) rectus | iEMG (mV/s) vastus |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 294,3 | 0,94 | 0,25 | 343,3 | 1,12 | 0,26 |
| 2 | 490,5 | 1,41 | 0,35 | 465,9 | 1,56 | 0,28 |
| 3 | 539,5 | 1,76 | 0,34 | 564,0 | 1,82 | 0,33 |
| 4 | 564,0 | 2,01 | 0,36 | 588,6 | 1,92 | 0,34 |
| 5 | 588,6 | 2,12 | 0,38 | 588,6 | 2,11 | 0,37 |
| 6 | 573,9 | 2,24 | 0,39 | 564,0 | 2,16 | 0,38 |
| 7 | 573,9 | 2,13 | 0,37 | 539,5 | 1,90 | 0,36 |
| 8 | 564,0 | 2,10 | 0,37 | 539,5 | 1,82 | 0,37 |
| 9 | 564,0 | 2,01 | 0,38 | 490,5 | 1,72 | 0,35 |
| 10 | 539,5 | 1,96 | 0,36 | 490,5 | 1,80 | 0,34 |
| 11 | 490,5 | 1,84 | 0,34 | 441,4 | 1,79 | 0,35 |
| 12 | 465,9 | 1,79 | 0,36 | 441,4 | 1,74 | 0,34 |
| 13 | 441,4 | 1,65 | 0,35 | 416,9 | 1,68 | 0,33 |
| 14 | 416,9 | 1,62 | 0,32 | 416,9 | 1,64 | 0,32 |
| 15 | 407,1 | 1,60 | 0,34 | 407,1 | 1,62 | 0,33 |
| 16 | 392,4 | 1,54 | 0,33 | 392,4 | 1,56 | 0,32 |
| 17 | 377,7 | 1,52 | 0,32 | 392,4 | 1,50 | 0,30 |
| 18 | 367,9 | 1,44 | 0,31 | 392,4 | 1,42 | 0,29 |
| 19 | 367,9 | 1,38 | 0,28 | 377,7 | 1,36 | 0,28 |
| 20 | 343,3 | 1,36 | 0,29 | 367,9 | 1,32 | 0,29 |

Tab. 12: Zeitpunkt der höchsten iEMG-Werte und die Kraft zum entsprechenden Zeitpunkt bei maximalen Kraftanspannungen nach Ermüdung von 15 Versuchspersonen.

| VP Nr. | Gewicht (kg) | rechtes Bein | | | linkes Bein | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | Kraft (N) | Kraft/Gewicht (N/kg) | Zeitpunkt d.höchsten iEMG-Werte (s). | Kraft (N) | Kraft/Gewicht (N/kg) | Zeitpunkt d.höchsten iEMG-Werte (s) |
| 1 | 77,5 | 392,4 | 5,06 | 6 | 407,1 | 5,25 | 7 |
| 2 | 78,5 | 465,9 | 5,93 | 7 | 416,9 | 5,31 | 8 |
| 3 | 79,5 | 407,1 | 5,12 | 6 | 392,4 | 4,94 | 7 |
| 4 | 72,0 | 416,9 | 5,79 | 7 | 392,4 | 5,45 | 8 |
| 5 | 86,5 | 367,9 | 4,25 | 11 | 392,4 | 4,54 | 10 |
| 6 | 66,5 | 318,8 | 4,79 | 10 | 392,4 | 5,90 | 7 |
| 7 | 74,5 | 367,9 | 4,94 | 8 | 441,4 | 5,92 | 6 |
| 8 | 77,0 | 392,4 | 5,10 | 8 | 407,1 | 5,29 | 7 |
| 9 | 88,5 | 515,0 | 5,82 | 6 | 416,9 | 4,71 | 9 |
| 10 | 68,0 | 367,9 | 5,41 | 7 | 343,3 | 5,05 | 7 |
| 11 | 65,5 | 367,9 | 5,61 | 11 | 343,3 | 5,24 | 12 |
| 12 | 74,0 | 573,9 | 7,75 | 6 | 564,0 | 7,62 | 6 |
| 13 | 72,0 | 392,4 | 5,45 | 9 | 367,9 | 5,11 | 9 |
| 14 | 71,0 | 343,3 | 4,86 | 11 | 318,8 | 4,49 | 12 |
| 15 | 82,0 | 441,4 | 5,38 | 7 | 465,9 | 5,68 | 7 |

## 7. LITERATURVERZEICHNIS

1. ASANG, E., GRIUM, C. (1974)
Ski Telemetrie
Verlag des technischen Überwachungsvereins in Bayern e.V.

2. BOUISSET, GOUBEL, F. (1973)
Interated electromyographical activity and muscle work
Journal of Applied Physiology No.5 , 695-701

3. BUCHTHAL, F. (1958)
Einführung in die Elektromyographie
Urban und Schwarzenberger, München

4. ECCLES, J.C.C., SHERRINGTON (1930)
Number and contraction values of individual motor-units examined in some muscles of the limb
Proc.roy.Soc.B. 106, 326-334

5. FEUER, D. (1967)
Integrator convertisseur (analognumerique) application á l'évolution de l'activité électric cellularie
J.Physiol. 59, 319-321

6. GALVANI, A. (1792)
De viribus electricitatis in motu muscularis
Mutinae, I.b.I. 104 Nr.4

7. GRIMBY, HANNEZ, L.J. (1976)
Disturbances in voluntary recruitment order of low and high frequency motor units on blockades of proprioceptiv afferent activity
Acta physiol.scand. 96, 207-214

8. HANNERZ, J. (1974)
Discharge properties of motor units in relation to recruitment order in voluntary contraction
Acta physiol.scand. 91, 374-379

9. HEINECKE, A., HULTSCH, E., NIENHAUS, R., REISCH, A., WINGERT, F. (1976)
Biomathematik für Mediziner
Ein-Stichproben-Test, 154-160
2.Aufl.,Springer, Heidelberg, New York

10. HELMHOLTZ, H. (1847)
Über die Erhaltung der Kraft
Im Osswaldsklassiker der exakten Wissenschaft Bd.375, 8-24

11. HETTINGER, Th., HOLLMANN, W., PIETZNER, E.,REITER, H. (1969)
Dynamometrische Messungen an Muskeln
Sportarzt und Sportmedizin 1, 18-25

12. HETTINGER, Th. (1972)
Isometrisches Muskeltraining
Thieme, Stuttgart

13. HOLLMANN, W. (1967)
Zur Trainingslehre: Muskuläre Beanspruchungsformen und ihre leistungsbegrenzenden Faktoren
Sportarzt und Sportmedizin 11, 443-451

14. HOLLMANN, W., HETTINGER, Th. (1969)
Das exzentrische Krafttraining und sein Einfluß auf die Muskelkraft
Sportarzt und Sportmedizin 9, 344-348

15. HOLLMANN, W., HETTINGER, Th. (1980)
Sportmedizin - Arbeits-und Trainingsgrundlagen
2.Aufl., Schattauer, Stuttgart, New York

16. HUENERBERG, H. (1975)
Die Elektromyographie und ihre Anwendungsmöglichkeiten
Sportarzt und Sportmedizin 11 , 240-249

17. HUXLEY, H.E. (1969)
The mechanism of muscular contraction
Science 164, 1356-1362

18. IKAI, M., YABE, K., ISCHII, K. (1967)
Muskelkraft und muskuläre Ermüdung bei willkürlicher Anspannung und elektrischer Reizung des Muskels
Sportarzt und Sportmedizin 18, 197-201

19. IKAI, M., FUKUNAGA, T. (1968)
Calculation of muscle strength per unit cross-section-area of muscle by means of ultra sonic measurement
Int.Z.angew.Physiologie 26, 26-30

20. IKAI, M., STEINHAUS, H.A. (1961)
Some factors modifving the expression of human strength
J.appl.Physiol. 16, 157-162

21. JOHNSON, M.A., POLGAR, J. (1973)
Data on the distribution of fiber types in thirty-six human muscles
J.Neurol.Sic. 18, 111-129

22. KARLSSON, J., FUNDERBRUK, C.F., ESSEN, B., LIND, A.R. (1975)
Constituents of human muscle in isometric fatigue
J.appl.Physiol. 38, 208-211

23. KOMI, P., BURKIRK, R. (1970)
Reproducibility of electromyographic measurements with inserted wire electrodes and surface electrodes
Elektromyographie No.4, 357-367

24. KRAMER, H., KUECHLER, G. (1971)
The dependence of measured electrical activity of muscles on the arrangement of surface electrodes
Aggressologie 12, 23-27

25. KRAMER, H., KUECHLER, G. (1972)
Die Beeinflussung des mittels Oberflächenelektroden abgeleiteten Elektromyogramms durch ableittechnische Variablen
Acta biol.med.germ. 28, 481-496

26. KRAMER, H., BRAUER, D., KUECHLER, G. (1972)
Investigations of the potential distribution of activated sceletal muscles in man by means of surface electrodes
Elektromyographie 12, 19-27

27. KRAMER, H., BRAUER, D., KUECHLER, G. (1972)
Über die Zuverlässigkeit elektromyographischer Messungen mittels Oberflächenelektroden
Acta biol.med.germ. 29, 381-388

28. LAURIG, W. (1970)
Elektromyographie als arbeitswissenschaftliche Untersuchungsmethode zur Beurteilung der statischen Muskelarbeit
Schriftreihe "Arbeitswissenschaft"
Beuth-Vertrieb, Berlin, Köln, Frankfurt/Main

29. LAURIG, W., ROHMERT, W. (1968)
Zeitliche Veränderungen von Oberflächen-Elektromyogrammen bei statischer und einseitiger Muskelarbeit
in: Rohmert, W.: Muskelarbeit und Muskeltraining; Gentner, Stuttgart

30. LENMAN, J.A.R. (1959a)
A clinical and experimental study of the effect of exercise on the motor weakness in neurological disease
J.Neurol.Neurosurg.Psychiat. 22, 182-194

31. LENMAN, J.A.R. (1959b)
Quantitative electromyographic chances associated with muscular weakness
J.Neurol.Neurosurg.Psychiat. 22, 306-310

32. LIPPOLD, O.C.J. (1952)
The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension
J.Physiol. 117, 492-499

33. LLOYD, A.J. (1971)
Surface electromyography during sustained isometric contractions
J.appl.Physiol. 30, 713-720

34. LUDIN, H.P. (1981)
Praktische Elektromyographie
Ferdinand Enke, Stuttgart

35. LUN, A. (1976)
Veränderungen der Haltekraft von Oberarmmuskeln in Abhängigkeit von Haltezeit und Pausenlänge bei definierter bioelektrischer Muskelaktivität
Diss.A., Humboldt-Universität, Berlin

36. DE MAREES, H. (1979)
Anatomische und physiologische Grundlagen der Muskelkraft
3. sportmed. Seminar "Kraft"
Württembergischer Landessportbund e.V.
Sport und Gesundheit, 4-14

37. MATON, B. (1976)
Motor unit differentiation and integrated surface EMG in voluntary isometric contraction
Europ.J.Physiol. 35, 149-157

38. MIYASHITA, M., KANEHISA, H., NEMOTO, I. (1981)
EMG related to anaerobic threshold
The J. of Sports Medicine and Physical Fitness No.3, 209-217

39. NIGHTINGALE, A. (1958/59)
"Background noise" in electromyography
Phys. in Med.Biol. 3, 325-331

40. PAUWELS, F. (1965)
Gesamte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates
Springer, Berlin, Heidelberg, New York

41. RAU, G., VREDENBREGT, J. (1970)
The electromyogramm and the force during static muscular contractions
IPO Annual progress report 5, 174-178

42. RHEIN, A., BUCHHOLZ, Ch. (1974)
Veränderungen der bioelektrischen Muskelaktivität während langdauernder Willkürkontraktionen bei vorgegebener Haltekraft
Acta biol.med.germ. 33, 231-239

43. ROECKER, L., STOBOY, H. (1970)
Beziehung zwischen Kraft und statischer Ausdauer und Motivationsbedingungen
Med. Sachverst. 7, 849-853

44. ROHMERT, W., PREISING, M. (1968)
Rechts-Links-Vergleich bei isometrischem Armmuskeltraining mit verschiedenem Trainingsreiz
Sportarzt und Sportmedizin 2, 43-52

45. ROHMERT, W. (1962)
Untersuchung über Muskelermüdung und Arbeitsgestaltung
REFA e.V. Darmstadt

46. ROHMERT, W. (1961)
Untersuchung statischer Haltearbeiten in 8-stündigen Arbeitsversuchen
Int.Z.angew.Physiol. 19, 35-45

47. ROSENFLACK, A. (1960)
Evolution of the electromyogramm by mean voltage recording, 9-17
Medical electronics
Iliffe and Sons, London

48. SIMKIN, N.W. (1960)
Physiologische Charakteristika von Kraft,Schnelligkeit und Ausdauer
Hrsg. von der Deutschen Hochschule für Körperkultur, Leipzig
Sportverlag, Berlin

49. STEPHENS, I.A., TAYLOR, A. (1972)
Fatigue of maintained voluntary muscle contraction in man
J.Physiol. 220, 1-18

50. STOBOY, H., FRIEDEBOLD, G. (1965)
Aktuelle Umfangsänderungen des Skelettmuskels und elektrische Aktivität während eines isometrischen Trainings
Sportarzt und Sportmedizin 16, 205-216

51. TITTEL, U. (1970)
Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen
5.Aufl., Fischer, Jena

52. DE VRIES, H.A. (1968)
Physiology of exercise for physical education and athletics
Brown, Dubuque/Iowa

53. WEINECK, J. (1979)
Sportanatomie
Beiträge zur Sportmedizin 9
Verlag Dr.med. D.Straube, Erlangen

54. WITTEKOPF, G., PAERISCH, M. (1971)
Einsatzmöglichkeiten der Elektromyographie in der Sportmedizin
Med. und Sport 11, 68-74

Diese Arbeit wurde unter Anleitung von
Herrn Professor Dr. D. Jeschke im sport-
medizinischen Institut Tübingen angefertigt.

Ich danke ihm für die Überlassung des
Themas und die freundliche Unterstützung.

**LEBENSLAUF**

| | |
|---|---|
| Name: | Ludwig Bahle |
| Geburtstag: | 21. März 1956 |
| Geburtsort: | Geislingen/Steige |
| Staatsangehörigkeit: | deutsch |
| Familienstand: | ledig |
| Eltern: | Ludwig Bahle, Oberforstrat,<br>Brigitte Bahle, Hausfrau |
| 1963 — 1967 | Grundschule Rottenburg |
| 1967 — 1975 | Gymnasium Ebingen |
| 1975 — 1977 | Wirtschaftsgymnasium, Albstadt 1 |
| 1977 | Abitur |
| WS 1977 — WS 1982 | Medizinstudium an der<br>Universität Tübingen |
| April 1983 — März 1984 | Praktisches Jahr an der<br>Orthopädischen Klinik Tübingen und<br>am Städtischen Krankenhaus<br>Sindelfingen. |
| 9. April 1984 | Staatsexamen |
| April 1984 | Approbation |
| Seit 1.6.1984 | Bundeswehrkrankenhaus Wildbad<br>Abteilung Orthopädie |

Druck Köhler Tübingen